

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky

Diplomová práce

2015

Bc. Adam Šinčl

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Simulátor fyziologických a patologických  
záznamů plodového elektrokardiogramu

Designing a Simulator of Physiological and  
Pathological Records of a Fetal  
Electrocardiogramme

2015

Bc. Adam Šinčl

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Adam Šincl**  
Studijní program: N2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství  
Téma: **Simulátor fyziologických a patologických záznamů plodového elektrokarديوgramu**  
**Designing a Simulator of Physiological and Pathological Records of a Fetal Electrocardiogramme**

### Zásady pro vypracování:

Tématem diplomové práce je studie základních poznatků z anatomie, fyziologie a patologie plodového srdce. Diplomová práce se věnuje patofyziologii změn v myokardu plodu během tzv. hypoxických stavů (hypoxemie, hypoxie a asfyxie). Dále se zaměřuje na možnosti monitorování plodu prostřednictvím KTG a STAN. Cílem diplomové práce je realizace softwarového simulátoru fyziologických a patologických záznamů plodového EKG.

### Postup řešení:

1. Teoretický rozbor problematiky moderního elektronického monitorování plodu orientovaný na plodový elektrokarديوgram.
2. Popis základních diagnostických metod KTG a STAN včetně klinických doporučení pro jejich hodnocení.
3. Klasifikace a popis hypoxických stavů plodu (hypoxemie, hypoxie a asfyxie).
4. Analýza reálných záznamů fyziologických a patologických KTG a STAN dostupných na webovém portálu Stancases (stancases.com).
5. Návrh a realizace softwarového simulátoru fyziologických a vybraných patologických záznamů plodového EKG (LabVIEW, Matlab).
6. Tvorba grafického uživatelského rozhraní, přes které bude možno: nastavovat parametry simulovaného plodového EKG (fyziologické i patologické), zobrazovat simulované průběhy, importovat/exportovat EKG záznamy, apod.
7. Celkové zhodnocení výsledků dosažených v diplomové práci.

### Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] ROZTOČIL, Aleš et al. *Moderní porodnictví*. Praha: Grada Publishing, 2008, 408 s. ISBN 978-80-247-1941-2.
- [2] CABANISS, Micky a Michael ROSS. *Fetal Monitoring Interpretation*. Lippincott Williams & Wilkins, 2009, 512 s. ISBN 978-1-60831-381-5.
- [3] MENIHAN, Cydney M. a Ellen KOPEL. *Electronic Fetal Monitoring: Concepts and Applications*. US: Lippincott Williams & Wilkins, 2007, 304 s. ISBN 978-0781770118.
- [4] JANKŮ, Petr. *Analýza ST úseku fetálního EKG v intrapartální diagnostice hypoxie plodu u rizikových gravidit*. Brno, 2007. Dizertační práce. Lékařská fakulta Masarykovy univerzity. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/38558/lf\\_d/Disertacni\\_prace\\_Janku1\\_\\_2\\_.pdf](http://is.muni.cz/th/38558/lf_d/Disertacni_prace_Janku1__2_.pdf)
- [5] JAGANNATH, D.J. a A. SELVAKUMAR. Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation. *Biomedical Signal Processing and Control*. March 2014. Volume 10, P.224–244. doi:10.1016/j.

bspc.2013.11.001. Dostupné z:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809413001560> .

[6] SAMENI, Reza a Gari CLIFORD. A review of fetal ECG signal processing, issues and promising directions. *The open pacing, electrophysiology & therapy journal*. 2010, č. 3, s.4-20.

DOI: 10.2174/1876536X01003010004. Dostupné z:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3100207>

[7] MARTINEK, Radek a Jan ZIDEK. A System for Improving the Diagnostic Quality of Fetal Electrocardiogram. *Przegląd Elektrotechniczny (Electrical Review)*2012. Volume 88, Issue 5B, pp. 164-173. ISSN 0033-2097. Dostupné z:

<http://pe.org.pl/articles/2012/5b/39.pdf>

[8] SPILKA, Jiří. *Fetal Electrocardiogram Analysis*. Praha, 2009. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická. Vedoucí práce Ing. Václav Chudáček, Ph.D.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Radek Martinek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty



## Poděkování

Rád bych poděkoval Ing. Radku Martinkovi, Ph.D. za odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této diplomové práce.


## Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně.

Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: 7. 5. 2015

Podpis:



# Abstrakt

Tato diplomová práce se věnuje návrhu a realizaci softwarového simulátoru plodového EKG signálu. Práce se primárně zaměřuje na modelování vlivu fyziologických a patologických změn. Plodový elektrokardiogram fEKG je cenným nositelem informace a jeho potenciál může být využit při diagnostice hypoxických stavů. Na základě analýzy reálných záznamů a po prostudování metod určených k získání EKG signálu v klinické praxi, byl vytvořen simulátor plodové EKG křivky ve vývojovém prostředí NI LabVIEW. Jeho základem je metoda využívající podobnosti jednotlivých úseků se sinusovým nebo trojúhelníkovým průběhem. K takto vytvořenému signálu je možné přidat pomocí uživatelského prostředí fyziologické a patologické parametry, které signál modifikují. Změny lze pozorovat a analyzovat za pomoci grafických výstupních prvků uživatelského rozhraní. Generovaný signál je možné ukládat jako dokument ve formátu Excel a EDF (European Data Format). Generátor umožňuje modelovat transvaginální metodu monitorování (invazivní), transabdominální (neinvazivní) a kardiokograf s ST analyzátozem. Simulátor rovněž umožňuje import dat a jeho časovou a frekvenční analýzu. Program obsahuje anglický a český překlad uživatelského rozhraní. Výsledky simulace korelují s její morfologií stanoveným teoretickým předpokladům a přibližují se reálným záznamům.

## Klíčová slova

EKG, fEKG, kardiokografie KTG, KTG+STAN, mateřské EKG, mEKG, NI LabVIEW, plodové EKG, poruchy srdeční činnosti, rušivé signály, ST analýza, STAN, ST monitor, transabdominální monitorování, transvaginální monitorování.

## Bibliografická citace

ŠINCL, Adam. *Simulátor fyziologických a patologických záznamů plodového elektrokardiogramu*. Ostrava, 2015. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství. Vedoucí diplomové práce Radek MARTINEK. 140 stran.

# Abstract

This diploma thesis focuses on the design and implementation of the fetal ECG software simulator. It demonstrates the influence of physiological and pathological changes. FECG fetal electrocardiogram is a source of valuable information that can be used in the hypoxic conditions diagnosis. Based on the analysis of real records, and after studying the methods designed to obtain ECG in clinical practice, there was created fetal ECG simulator using NI LabVIEW development environment. For this purpose, there was used the similarity of individual sections of sinusoidal or triangular waveform. The created signal can be added by using the user interface of physiological and pathological parameters that modify the signal. Changes can be observed and analyzed using the graphical output elements of the user interface. The generated signal can be saved as an Excel document and EDF file. Generator simulates the method of transvaginal, transabdominal and cardiotocography with ST analyzer. The simulator also allows you to import data and its temporal and frequency analysis. The program includes English and Czech translation of the user interface. The simulation results correspond morfologically to the theoretical expectations and try to imitate real records.

# Keywords

ECG fECG, Cardiotocography, CTG, CTG + STAN, maternal ECG, mECG, NI LabVIEW, fetal ECG, arrhythmias, interfering signals, ST analysis, STAN, ST monitor, transabdominal monitoring, transvaginal monitoring.

# Bibliographic citation

ŠINCL, Adam. *Designing a Simulator of Physiological and Pathological Records of a Fetal Electrocardiogramme*. Ostrava, 2015. VSB - Technical University of Ostrava, Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, Department of Cybernetics and Biomedical Engineering. Thesis Supervisor Radek MARTINEK. 140 pages.

## Seznam použitých symbolů a zkratek

<b>ABDO1-8</b>	Označení pro měřicí svody transabdominální metody
<b>aVR</b>	Kladná svorka pravé paže Goldbergových svodů ( <b>A</b> ugmented <b>V</b> ector <b>R</b> ight)
<b>aVL</b>	Kladná svorka levé paže Goldbergových svodů ( <b>A</b> ugmented <b>V</b> ector <b>L</b> eft)
<b>aVF</b>	Kladná svorka levé nohy Goldbergových svodů ( <b>A</b> ugmented <b>V</b> ector <b>F</b> oot)
<b>BPM</b>	Počet úderů za minutu ( <b>B</b> eats <b>P</b> er <b>M</b> inute)
<b>EDF</b>	Evropský datový formát souboru ( <b>E</b> uropean <b>D</b> ata <b>F</b> ormat)
<b>EFM</b>	Elektronické monitorování plodu ( <b>E</b> lectronic <b>F</b> etal <b>M</b> onitoring)
<b>EKG</b>	Elektrokardiogram ( <b>E</b> CG – <b>E</b> lectro <b>C</b> ardio <b>G</b> ram)
<b>fEKG</b>	Plodový elektrokardiogram ( <b>f</b> ECG – <b>F</b> etal <b>E</b> lectro <b>C</b> ardio <b>G</b> ram)
<b>FFT</b>	Rychlá Fourierova transformace ( <b>F</b> ast <b>F</b> ourier <b>T</b> ransformation)
<b>FIGO</b>	Mezinárodní federace gynekologů a porodníků ( <b>I</b> nternational <b>F</b> ederation of <b>G</b> ynecology and <b>O</b> bstetrics)
<b>FIR</b>	Filtr s konečnou impulzní odezvou ( <b>F</b> inite <b>I</b> mpulse <b>R</b> esponse)
<b>FHR</b>	Srdeční (tepová) frekvence (akce) plodu ( <b>F</b> etal <b>H</b> eart <b>R</b> ate)
<b>FVZ</b>	Vzorkovací frekvence
<b>HR</b>	Tepová frekvence
<b>IFPO</b>	Plodová pulzní oxymetrie ( <b>I</b> ntrapartum <b>F</b> etal <b>P</b> ulse <b>O</b> ximetry)
<b>INI</b>	Konfigurační soubor
<b>KTG</b>	Kardiotokografie ( <b>C</b> TG - <b>C</b> ardio <b>T</b> oco <b>G</b> raphy)
<b>mEKG</b>	Mateřský elektrokardiogram ( <b>m</b> ECG – <b>M</b> aternal <b>E</b> lectro <b>C</b> ardio <b>G</b> ram)
<b>MHR</b>	Srdeční tepová frekvence matky ( <b>M</b> aternal <b>H</b> eart <b>R</b> ate)
<b>PPHL</b>	Poloha podélná hlavičkou
<b>STAN</b>	Analýza ST úseku fEKG ( <b>S</b> T – <b>S</b> egment <b>A</b> nalysis)
<b>SUBVI</b>	Sub komponenta pro virtuální instrumentaci
<b>VVV</b>	Vrozené vývojové vady
<b>SNR</b>	Odstup signálu od šumu ( <b>S</b> ignal to <b>N</b> oise <b>R</b> atio)
<b>STI</b>	Systolický čas ( <b>S</b> ystolic <b>T</b> ime <b>I</b> nterval)
<b>TF</b>	Tepová frekvence
<b>T/QRS</b>	Poměr amplitudy vlny T k amplitudě QRS komplexu
<b>TXT</b>	Formát souboru textový dokument
<b>UA</b>	Kontrakce dělohy ( <b>U</b> terine <b>A</b> ctivity)
<b>VI</b>	Virtuální instrumenty
<b>WCT</b>	Wilsonova centrální svorka ( <b>W</b> ilson <b>C</b> entral <b>T</b> erminal)
<b>A<sub>u</sub></b>	Zesílení elektrokardiografu
<b>r(t)</b>	Radiusvektor
<b>t<sub>P</sub></b>	Doba vlny P
<b>t<sub>PQ</sub></b>	Doba úseku PQ
<b>t<sub>QRS</sub></b>	Doba komplexu QRS
<b>t<sub>ST</sub></b>	Doba úseku ST
<b>t<sub>T</sub></b>	Doba vlny T
<b>t<sub>Q</sub></b>	Doba kmitu Q
<b>t<sub>R</sub></b>	Doba vlny R
<b>t<sub>S</sub></b>	Doba kmitu S



## Seznam použitých odborných výrazů

<b>Abdominální</b>	břišní
<b>Acidóza</b>	Porucha acidobazické rovnováhy
<b>Anaerobní děje</b>	děje probíhající bez přísunu kyslíku
<b>Antepartální</b>	předporodní
<b>Apgar skóre</b>	zhodnocení vitality a poporodní adaptace novorozence
<b>Bifazický</b>	průběh obsahující dvě fáze
<b>Biopotenciál</b>	elektrické napětí naměřené mezi dvěma body tkáně vzniklé důsledkem její činnosti, např. Srdce, mozků
<b>Defaultní</b>	výchozí stav
<b>Denivelace</b>	výchylka od základní pozice
<b>Depolarizace</b>	posun membránového napětí směrem k méně negativním, popřípadě až k pozitivním hodnotám
<b>Deprese</b>	snížení, stažení, stlačení
<b>Endokard</b>	vnitřní vrstva srdeční stěny
<b>Epikard</b>	zevní vrstva srdeční stěny
<b>Fetální</b>	plodový
<b>Fetogeneze</b>	vývoj plodu
<b>Hypoxémie</b>	snížení obsahu kyslíku v arteriální krvi
<b>Intermediární</b>	přechodový
<b>Intrapartální</b>	stav, doba během porodu
<b>Intrauterinní</b>	nitroděložní
<b>Invazivní</b>	pronikající (např. nástroj nebo elektroda vnikající do organismu)
<b>Kardiofarmaka</b>	souhrn přípravků pro konzervativní léčbu srdečních onemocnění
<b>Kardiologie</b>	obor lékařství zabývající se diagnostikou a terapií onemocnění srdce
<b>Kardiomyocyt</b>	srdeční buňka
<b>Kaudální</b>	dolní, vztahující se k dolní části těla, k pánvi, přeneseně též „vzdálený“
<b>Kraniální</b>	směr nahoru směrem k hlavě

<b>Malformace</b>	vrozené vývojové vady
<b>Mediánní</b>	směr vnitřní, směrem do středu, blíže mediánní rovině
<b>Morfologie</b>	je ta část vědy, která se zabývá tvary
<b>Myokard</b>	srdeční sval, prostřední vrstva srdeční stěny
<b>Neinvazivní</b>	nevnikající dovnitř organismu
<b>Organizace FIGO</b>	mezinárodní organizace gynekologů a porodníků
<b>Perinatální</b>	období těsně před porodem
<b>Preterminální</b>	stav vzdáleného umírání, objevují se symptomy signalizující nevyléčitelnost klienta
<b>Repolarizace</b>	stav po depolarizaci, kdy se membránové napětí vrací zpátky do výchozí polohy
<b>Sagitální</b>	rovnoběžný se střední rovinou těla
<b>Screening</b>	kardiotokografický záznam
<b>Suspektní</b>	podezřelý
<b>Systola</b>	jedna ze dvou obecných fází srdeční činnosti
<b>Transabdominální</b>	vyšetření přes břišní stěnu
<b>Transvaginální</b>	vyšetření přes pochvu
<b>Ventrální</b>	směr přední, směrem k břišní straně

# Obsah

<b>Abstrakt ČJ .....</b>	<b>i</b>
<b>Abstrakt AN.....</b>	<b>ii</b>
<b>Seznam použitých symbolů a zkratek .....</b>	<b>iii</b>
<b>Seznam použitých odborných výrazů.....</b>	<b>iv</b>
<b>Úvod .....</b>	<b>1</b>
<b>1 Současný stav řešené problematiky a cíle diplomové práce .....</b>	<b>3</b>
1.1 Monitorování plodu v klinické praxi.....	3
1.2 Cíle a zaměření diplomové práce .....	5
<b>2 Elektrokardiografie.....</b>	<b>6</b>
2.1 Úvod do elektrokardiografie .....	6
2.2 Spektrální vlastnosti EKG.....	9
2.3 Převodní systém srdeční.....	10
2.4 Elektrokardiograf .....	11
<b>3 Plodové srdce .....</b>	<b>13</b>
3.1 Anatomie plodového myokardu.....	13
3.2 Fyziologie plodového myokardu.....	16
3.3 Patologie plodového myokardu.....	18
3.3.1 Patofyziologie plodu – hypoxie .....	19
<b>4 Elektronické monitorování plodu .....</b>	<b>22</b>
4.1 Metoda KTG .....	22
4.2 Metoda STAN.....	27
4.3 Monitorování plodového EKG.....	29
4.3.1 Transvaginální metoda .....	29
4.3.2 Transabdominální metoda.....	30
4.4 Modelování signálu.....	32
4.5 Časový diagram realizace diplomové práce.....	37
<b>5 Experimentální část .....</b>	<b>39</b>
5.1 Analýza reálných záznamů EKG .....	39
5.1.1 KTG + STAN.....	39
5.1.2 Transvaginální záznamy.....	41
5.1.3 Transabdominální záznamy .....	41

5.2	Realizace plodového EKG simulátoru .....	43
5.2.1	Čelní panel VI .....	43
5.2.2	Blokové schéma VI .....	49
5.3	Realizace patologických poruch .....	61
5.3.1	Změny tepové frekvence při patologiích .....	61
5.3.2	Změny ST úseku a T vlny při patologiích .....	64
5.4	Doplňkové funkce EKG simulátoru .....	66
5.4.1	Export dat ze simulace .....	67
5.4.2	Import dat do programu .....	71
5.4.3	Překlad programu do anglického jazyka .....	72
<b>6</b>	<b>Zhodnocení dosažených výsledků .....</b>	<b>73</b>
6.1	KTG + ST monitor .....	73
6.2	Transvaginální metoda snímání .....	76
6.2.1	Simulace hypoxických stavů .....	79
6.3	Transabdominální metoda snímání .....	82
<b>7</b>	<b>Diskuze dosažených výsledků .....</b>	<b>84</b>
<b>8</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>86</b>
	<b>Literatura .....</b>	<b>I</b>
	<b>Seznam obrázků .....</b>	<b>V</b>
	<b>Seznam tabulek .....</b>	<b>XI</b>
	<b>Příloha A: Reálné záznamy KTG + STAN .....</b>	<b>XV</b>
	<b>Příloha B: Analýza reálných záznamů transabdominální metody .....</b>	<b>XXXIII</b>
	<b>Příloha C: Analýza reálných záznamů transvaginální metody .....</b>	<b>XXVII</b>
	<b>Příloha D: Schéma blokového diagramu .....</b>	<b>XXIX</b>
	<b>Příloha E: Čelní panel .....</b>	<b>XXX</b>
	<b>Příloha F: Blokové diagramy SUB VI .....</b>	<b>XXXV</b>
	<b>Příloha G: Výsledky simulace KTG + STAN .....</b>	<b>XXXVIII</b>
	<b>Příloha H: Výsledky simulace transvaginální metody .....</b>	<b>XXXIX</b>
	<b>Příloha I: Výsledky simulace transabdominální metody .....</b>	<b>XLII</b>
	<b>Příloha J: Soubory obsažené v příloženém DVD .....</b>	<b>XLIX</b>



# Úvod

Elektrokardiografie (EKG<sup>1</sup>) lze z pohledu diagnostiky zařadit mezi základní vyšetřovací metody. Je cenným nástrojem ke zkoumání srdeční aktivity. Snímá elektrickou aktivitu srdce. Graficky vyjadřuje elektrické pole srdce. Výsledkem diagnostiky této vyšetřovací metody jsou objektivní údaje o aktivitě srdce v podobě elektrokardiogramu (časový záznam EKG křivek).

Plodový elektrokardiogram (fEKG) lze principiálně označit za totožnou metodu. Na rozdíl od standardního EKG, které se snímá neinvazivně, fEKG lze snímat i invazivní metodou. Invazivní i neinvazivní metoda vykazuje vysokou náchylnost na rušení, což je zapříčiněno specifickým prostředím, ze kterého se snímají biopotenciály srdce plodu. Nicméně svoji vypovídající hodnotu má jak v průběhu celého těhotenství, tak především během porodu. Je zdrojem cenných informací, které mohou pomoci lékařům včas diagnostikovat přicházející hypoxické stavy. Tedy změn saturace arteriální krve<sup>2</sup> plodu. Diagnostika hypoxických stavů<sup>3</sup> plodu by umožnila předcházet chybám při monitorování plodu v klinické praxi resp. nezdařeným porodům při mylné diagnóze.

Příčiny hypoxických stavů lze rozdělit do tří skupin. V předporodním období se vyskytuje přerušení toku krve pupečníkem, porucha výměny plynů na úrovni placenty aj. V době během porodu lze hovořit o prolapsu pupečníku, infekci matky, diabetes mellitus matky aj. Poporodní období zahrnuje vrozené srdeční vady, vývojové či vrozené vady a jiné. Pro takto ohrožený plod je důležitá rychlá reakce lékaře. Ta by nenastala bez kvalitní monitorovací metody.

Tato diplomová práce se v teoretickém rozboru zabývá základními poznatky z anatomie<sup>4</sup>, fyziologie<sup>5</sup> a patologie<sup>6</sup> plodového srdce. Stručně vysvětluje vývoj a činnost plodového srdce. Rozebírá patofyziologické změny srdce plodu během tzv. hypoxických stavů. Popisuje problematiku moderního elektronického monitorování plodu. Představuje a popisuje základní diagnostické metody. Těmito metodami jsou kardiokografie (KTG<sup>7</sup>) a ST-analýza (STAN<sup>8</sup>).

---

<sup>1</sup> EKG – Elektrokardiografie, je záznam časové změny elektrického potenciálu způsobeného srdeční aktivitou. Tento záznam je pořízen elektrokardiografem.

<sup>2</sup> Saturací arteriální krve je míněno nasycení tepenné krve kyslíkem.

<sup>3</sup> Hypoxie je souhrnný název pro nedostatek kyslíku v těle nebo jednotlivých tkáních.

<sup>4</sup> Anatomie je obor biologie nebo medicíny, který se zabývá makroskopickou stavbou organismů.

<sup>5</sup> Fyziologie je biologický obor studující funkci živých organismů především z hlediska fyzikálního a biochemického tak, jak probíhají na úrovni buněk, tkání resp. pletiv, orgánů a orgánových soustav i celých organismů.

<sup>6</sup> Patologie je věda zabývající se studiem a diagnostikou nemocí a poruch živých systémů.

<sup>7</sup> KTG, neboli kardiokografie je metoda monitorování tepové frekvence plodu.

<sup>8</sup> ST analýza je doplňková metoda ke KTG. Vyhodnocuje poměr velikosti vlny P ke komplexu QRS.

Další část práce je zaměřena na analýzu reálných záznamů fyziologických a patologických KTG + STAN. Vyhodnocení dat z klinické praxe je jedním z důležitých prvků k pochopení stávající situace problematiky monitorování plodu. Je také nezbytným předpokladem pro modelování fyziologických a patologických změn EKG křivky.

Experimentální část diplomové práce se věnuje návrhu, realizaci a ověření funkčnosti simulátoru fyziologických a patologických záznamů plodového elektrokardiogramu. Simulátor modeluje fyziologické a patologické změny, které se definovaným způsobem projeví na záznamu plodového elektrokardiogramu. Funkční prototyp je realizován na bázi virtuální instrumentace (grafické programování v jazyce G) s využitím vývojového prostředí NI LabVIEW<sup>9</sup>.

Navržený generátor umožňuje nastavovat velké množství unikátních parametrů, které specifickým způsobem ovlivňují výslednou morfologii plodové EKG křivky.

Simulátor umožňuje definovat parametry modelovaného EKG komplexu. Amplitudu P a T vlny, dále Q, R, a S kmitů. Umožňuje nastavit tepovou frekvenci plodu (dále jen FHR), poměr T vlny vůči QRS komplexu (dále jen T/QRS), volbu tachykardie, bradykardie, akcelerace, decelerace, Simulátor umožňuje na základě FHR a T/QRS modelovat projevy hypoxických stavů. Dovoluje výběr patologie ST intervalu, volbu bifázicity nebo sklonu ST úseku. To vše v souladu s klinickými doporučeními pro klasifikaci kardiokografie (dále jen KTG) a analýzy ST úseku fEKG (dále jen STAN).

Vytvořená data ze simulátoru lze exportovat a použít pro jiné aplikace. Výsledky simulace mohou sloužit jako zdroj dat pro ověření funkčnosti přístrojů. V případě kardiokografu a ST analyzátoru lze hovořit o ověření funkce algoritmu a filtrace, které zajišťují správné rozpoznání EKG křivky a vyhodnocení zásadních parametrů. Zdrojová data by mohla sloužit pro vývoj nových algoritmů určených k detekci hypoxických stavů. Simulátor může být také pomocníkem lékařů pro trénování určení hypoxických stavů. Dokáže modelovat parametry signálu, které by v klinické praxi znamenaly přerušení těhotenství a tím i monitorování.

Do vytvořeného virtuálního instrumentu (dále jen VI) lze importovat záznamy jiných průběhů a zobrazit si jejich obsah, průběh a spektrum. Vzhledem k faktu, že pro import signálu není v rámci VI dostatek prostoru k podrobnější analýze, bylo vytvořeno doplňkové VI. To umožňuje lepší pohled na importovaný signál spolu se zobrazením hlavičky identifikující povahu souboru. Celé VI je přeloženo do anglického jazyka.

---

<sup>9</sup> NI LabVIEW je programovací instrument, využívající grafický jazyk G.

# 1 Současný stav řešené problematiky a cíle diplomové práce

Vývoj elektrokardiografie je hnán v před novými pokroky v mikroprocesorové technice, analýze a zpracování EKG „dospělých“. Narůstající výpočetní výkon počítačů umožňuje rychlejší a složitější analýzu, která v principu vede k přesnějším výsledkům. Z těchto pokroků těží i plodové EKG. Ačkoli lze říci, že jeho analýza je teprve v začátcích. Jedním z důvodů pomalého vývoje je nedostatečná dostupnost databází, které by uchovávaly záznamy plodového EKG. Na tento problém pokazuje i studie vytvořena v roce 2014 [30]. Přináší řešení v realizaci experimentální platformy CrouwdLabel. Ta umožňuje do medicínských záznamů vkládat poznámky, které by mohla přidávat jak odborná, tak i laická veřejnost.

Dále lze hovořit o omezených klinických poznatcích vývoje plodového srdce. Efektivnost snímání fEKG sužují i technické problémy. Mezi ně se řadí nízký odstup signálu od šumu (SNR<sup>10</sup>) fEKG ve srovnání s mateřským EKG (mEKG), nízká senzitivita přístrojů, nedokonalé techniky filtrace a zpracování signálů. Tyto problémy vedly ke zkoumání jiných cest pozorování plodového srdce. Lze jimi označit například ultrazvukové metody.

## 1.1 Monitorování plodu v klinické praxi

Samotný fEKG signál je nositelem cenných informací (FHR<sup>11</sup>, tvar a délka jednotlivých vln, dynamické chování). Díky těmto informacím lze diagnostikovat například hypoxické stavy (dále v kapitole 3.3.1), vyspělost plodu nebo jeho vrozené srdeční vady. Bohužel potenciál fEKG je v dnešní době využíván jen částečně. V prenatalním<sup>12</sup> období se jedná pouze o kardiokardiografii (KTG). V intrapartálním<sup>13</sup> období byla představena nová sofistikovaná metoda STAN (Analýza úseku ST). Ta dnes tvoří doplňkovou funkci ke KTG. V současné době je pro moderní porodnictví dominantní výzvou snaha co nejvíce zpřesnit diagnostické metody ke stanovení hypoxických stavů plodu [3].

Nejvýznamnější druhy monitorování lze rozčlenit do několika skupin podle použité techniky. Nejjednodušší metodou je poslech srdce stetoskopem. Tato metoda se v současnosti již nepoužívá a nahradilo ji elektronické monitorování plodu [3], [4]. Nicméně stetoskop je stále důležitý nástroj v případě prvotního rychlého a nenáročného diagnostikování problému.

---

<sup>10</sup> SNR - *Signal to Noise Ratio* - Vztah mezi úrovní signálu a hladinou šumu. Poměr síly signálu k síle šumu v určené šířce pásma.

<sup>11</sup> FHR – *Fetal heart rate*, značí tepovou frekvenci plodu.

<sup>12</sup> Prenatální období je termín pro předporodní období.

<sup>13</sup> Intrapartální období je během porodu.

Elektronické monitorování lze rozdělit na oblast KTG a ultrazvuku. Pozorování ultrazvukem přináší na srdce plodu trochu jiný pohled. Potenciál při diagnostice hypoxických stavů je prezentován a diskutován v [26] a [27].

Oblast KTG monitorování je velmi oblíbeným a užitečným nástrojem pro diagnostiku vitality plodu. Důkazem literatura [4]. Vývojem této metody došlo k rozšíření o monitorování hypoxických stavů analýzou STAN. Dalším rozšířením KTG přispěla metoda IFPO. Pod touto zkratkou se nalézá intrapartální pulzní oxymetrie. Tuto metodu podrobněji popisuje [31]. [3]

Metody monitorování fEKG lze rozdělit na invazivní a neinvazivní. Za pomoci speciální skalpové elektrody lze dosáhnout jedno-svodového záznamu fEKG. Designu skalpové elektrody se věnuje článek [35]. Zdroj signálu ze skalpové elektrody se potýká s menším rušením z prostředí v porovnání s neinvazivní metodou. Interní monitorování je cenným zdrojem pro analýzu ST křivky EKG.

V případě kombinace KTG s intrapartálním sledováním pH krve a invazivním monitorováním EKG, se jedná o jednu z nej přesnějších metod pro vyhodnocování vitality plodu dnešní doby. Důkazem studie je studie [33], [34].

Současnému stavu neinvazivní metody záznamu plodového elektrokardiogramu se věnuje studie [32]. Dnešní filozofie diagnostiky a léčby spočívá v předcházení invazivního zásahu do těla pacienta. Tato filozofie popohání dopředu i neinvazivní monitorování fEKG. Nesporné výhody spočívají v možnosti sledování ještě před odtokem plodové vody, tedy i v období před porodem. Metodika je zatížena parazitními signály z prostředí, ve kterém se plod nachází.

Z abdominálního signálu je zapotřebí získat informaci o plodovém EKG. Extrakci signálu se například věnuje práce [3], studie [7], [10], [12]. Algoritmům umožňující úpravu signálu při simulaci v softwarovém rádiu se věnují studie [39], [41], [43]. Algoritmy zabývající se adaptivní výkonovou filtrací jsou obsahem článků [39] a [42].

Výsledky studií poukazují na obrovské množství rušivých složek, které se obtížně filtrují. Snaha neinvazivního monitorování se nyní zaměřuje na zpracování signálu do takové míry, která umožní rozčlenění signálu na mateřský a plodový. Dalším pomyslným krokem této metody je stanovení parametrů určující vitalitu plodu a hypoxické stavy. Také celková morfologie plodové EKG křivky a její dynamický vývoj by zdokonalil diagnostiku vitality. Jedním z těchto parametrů může být například poměr T/QRS.

Zástupcem neinvazivní metody dnešní doby je přístroj *MONICA AN24*. Údaje o přístroji jsou dostupné z [43]. *MONICA AN24* umožňuje stanovení srdeční frekvence matky a plodu a během kontinuálního měření.

Diagnostika hypoxických stavů stojí na základech analýzy plodového EKG. To je z velké části zatíženo šumem nebo zkreslením. Získání signálu neinvazivní metodou se zabývá například studie [28]. Tato studie popisuje způsob diagnostiky hypoxie výpočtem systolického času (STI) na základě společné analýzy elektrické a mechanické aktivity srdce.



Studie [29], prezentována v roce 2013, poukazuje na signifikantní parametry, které předcházejí hypoxii. Jde především o prudké poklesy tepové frekvence, které značí přicházející hypoxický stav. Tato studie ale i poukazuje na fakt, že výstupy FHR monitoru mohou být do jisté míry nevěrohodné. Chybovost výsledků vede k obtížnějšímu zhodnocení dat lékařem. Tato skutečnost je příčinou zvýšeného počtu císařských porodů, ve kterých došlo k omylu a narozené dítě hypoxií netrpělo. Tato studie se dále zabývá zhodnocením výsledků snímání neinvazivní metodou. Ta se nazývá transabdominální (podrobněji v kapitole 4.3.2) a porovnává výsledky s invazivní transvaginální metodou (kapitola 4.3.1).

## 1.2 Cíle a zaměření diplomové práce

Morfologická analýza fEKG je v dnešní době stále velikou výzvou pro odborníky. Velkým faktorem, který brzdí výzkum, je do dnešní doby chybějící databáze fyziologických a patologických fEKG záznamů. Patologické záznamy KTG a fEKG jsou zcela nepochybně klíčovým zdrojem pro vývoj systémů automaticky klasifikujících vitalitu plodového srdce.

Získávání záznamů z klinické praxe je v současnosti stále velmi obtížné. Zejména v případech stavů bezprostředně ohrožujících plod (například asfyxie), při kterém je těhotenství přerušeno a operativně ukončeno.

Realizovaný generátor může velkou mírou přispět k budoucímu výzkumu oblasti automatické klasifikace KTG záznamů a ST analýzy.

V rámci diplomové práce a z výsledků výše uvedených byly stanoveny cíle práce:

- Klasifikovat hypoxické stavy dle analýz reálných záznamů a teoretických podkladů. Metodikou zpracování cíle jsou záznamy KTG a STAN z klinické praxe, které byly získány díky databázi stancase.com. Záznamy fEKG z klinické praxe byly poskytnuty vedoucím práce.
- Vytvořit simulátor, který prezentuje statickou a dynamickou podobu EKG signálu a umožní morfologii plodové EKG křivky. Strategie zpracování cíle je charakterizována vytvořením EKG bez vnějšího rušení, pouze s obsaženými patologickými poruchami.
- Vytvořit příjemné a jednoduché uživatelské prostředí do takové míry, aby byl simulátor uživatelsky optimalizovaný i pro laickou, netechnickou a lékařskou veřejnost. Metodou zpracování cíle je vypracování doprovodných ilustrací, které přiblíží uživateli způsob generování signálu v klinické praxi a parametry, které lze měnit.
- Zhodnotit výsledky s dostupnými záznamy pořízených v klinické praxi.

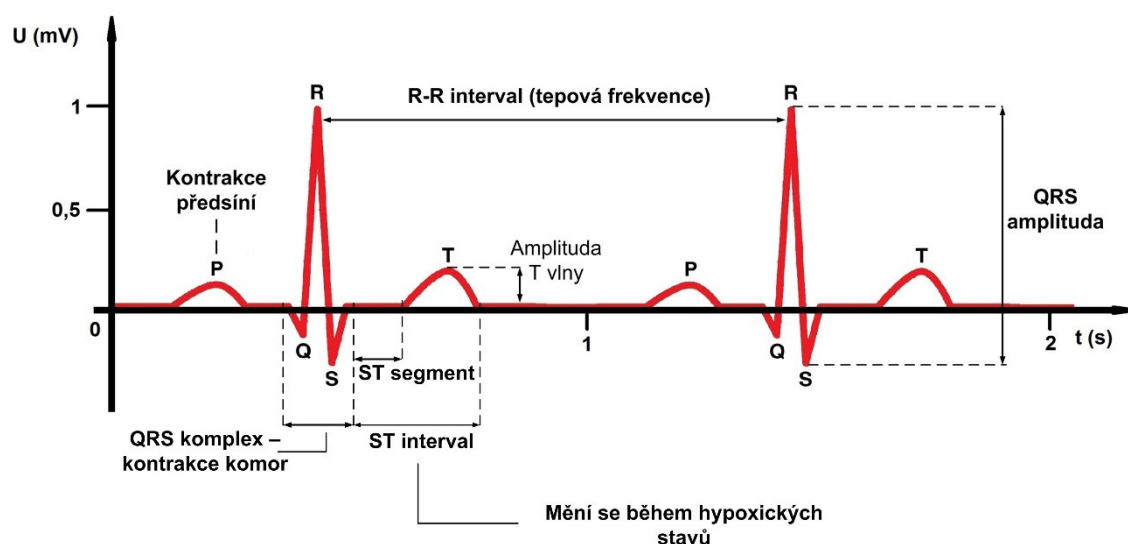
Výsledkem je vytvoření syntetické EKG křivky transvaginální a transabdominální metody monitorování. Vznikne signál, který se snaží zkombinovat teoretické i praktické poznatky a aplikovat je v co možná nejvěrnější podobě.

## 2 Elektrokardiografie

Tento úvod je třeba chápat jako prostředek k pochopení základů elektrokardiografie. Elektrokardiografie je diagnostická metoda, umožňující snímání a záznam elektrické aktivity srdce. Jedná se o základní vyšetřovací metodu v kardiologii. Umožňuje zjistit poruchy srdečního rytmu, ischemické změny v myokardu<sup>14</sup>, kontrolovat účinnost kardiofarmak apod. Záznam elektrické činnosti srdce se v klinické praxi provádí prostřednictvím elektrokardiografu.

### 2.1 Úvod do elektrokardiografie

Princip elektrokardiografie je založen na snímání napětí (biopotenciálů<sup>15</sup>) z těla pacienta pomocí elektrod, umístěných na hrudníku a končetinách. Elektrody jsou do přístroje zapojeny dle standardizovaných schémat [6]. Získané signály se nazývají biosignály a představují kolektiv elektrických signálů, získaných z jakýchkoliv orgánů, které se projevují elektrickou aktivitou. Signál lze popsat amplitudou, frekvencí a fází. Mezi ně patří i plodové EKG. Pořízený záznam nazýváme elektrokardiogram [10].



**Obrázek 1:** Souvislost mechanické činnosti srdce a elektrokardiogramu. Vytvořeno na základě [3], [4], [16].

Obrázek výše demonstruje EKG křivku člověka a upoutává pozornost svým specifickým tvarem. Takto unikátní tvar lze rozdělit na základní skupiny. Jednoduchá horizontální spojnice

<sup>14</sup> Myokard je latinský název pro srdeční sval.

<sup>15</sup> Biopotenciály jsou elektrická napětí naměřená mezi dvěma body tkáně vzniklé důsledkem její činnosti, např. srdce, mozků.

kmitů a vln EKG křivky se nazývá izoelektrická linie. Na elektrokardiogramu je vyjádřena jako rovnou horizontální čarou. V kapitolách definující hypoxické stavy a analýzu reálných záznamů se lze dozvědět, že tato linie může mít stoupající nebo ne vždy horizontální charakter. Dále vyskytuje se mezi všemi jednotlivými srdečními EKG komplexy.

Oblá výchylka nad izoelektrickou linií se nazývá pozitivní nebo negativní vlna (podle toho zdali je nad nebo pod izoelektrickou linií). Základní rozlišované vlny jsou P, T a U. Vlna dvouvrcholová je charakteristická dvěma kladnými nebo zápornými výchylkami.

Bifázická vlna je tvořena jednou kladnou a druhou zápornou výchylkou. Strmá výchylka je kmit. Rozlišují se kmity Q, R a S. Název komplex se používá pro soubor po sobě jdoucích kmitů, kterým je například QRS komplex<sup>16</sup>. Interval je časový údaj vyjadřující vzdálenost mezi elementy elektrokardiogramu. Úsek je čas od konce dané výchylky do začátku následující. Rozlišujeme úseky ST a PQ [6].

- **Vlna P** je projevem depolarizace<sup>17</sup> síní a jejich souběžně probíhajícího stahu. Sinusová vlna P vzniká vlivem podráždění šířícího se ze sinoatriálního uzlu a bývá na všech standardizovaných svodech pozitivní.
- **Kmit Q** oznamuje depolarizaci komor, konkrétně mezikomorového septa. Jedná se o první negativní výchylku komorového komplexu.
- **Kmit R** registrujeme při probíhající depolarizaci komor. Jedná se o první pozitivní kmit v QRS komplexu.
- **Kmit S** se objevuje spolu s končící depolarizací komor.
- **Vlna T** je projevem repolarizace<sup>18</sup> komor. Je vždy souhlasně orientovaná s hlavní výchylkou QRS komplexu. Proto je na většině svodů pozitivní.
- **Vlna U** je projevem repolarizace některých částí převodního systému. Její amplituda je velmi malá. Z tohoto důvodu je špatně zjistitelná a na většině elektrokardiogramů jí

---

<sup>16</sup> QRS komplex lze souhrnně nazývat posloupnost kmitů při depolarizaci komor.

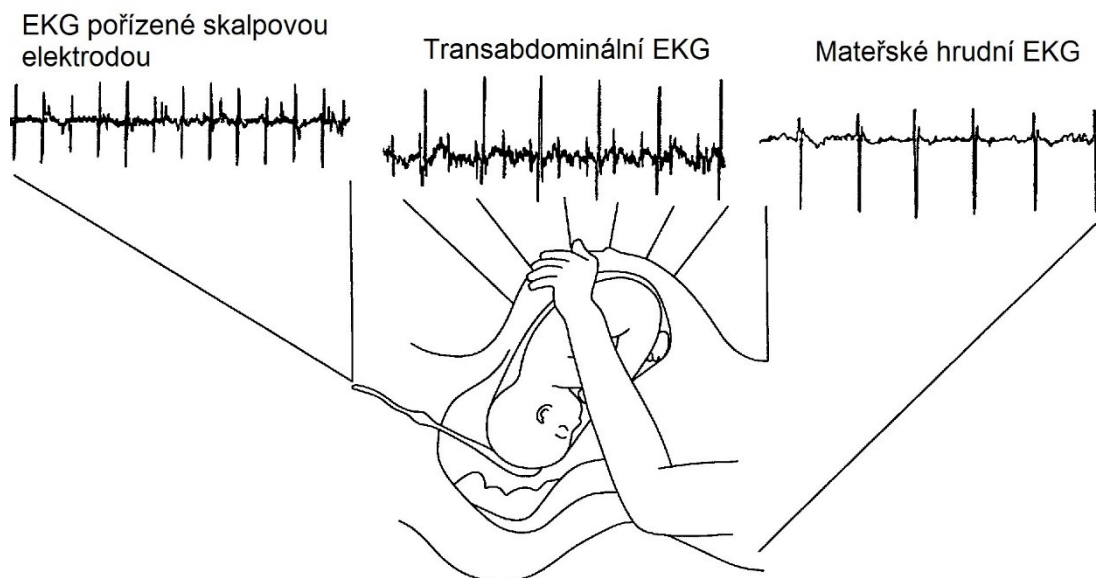
<sup>17</sup> Depolarizace je posun hodnoty membránového napětí směrem k méně negativním, popřípadě až k pozitivním hodnotám. Tento děj je způsoben zvýšením propustnosti buněčné membrány pro sodík nebo vápník.

<sup>18</sup> Repolarizace je fáze akčního potenciálu, která nastupuje po skončení depolarizace. Během této fáze se hodnota membránového napětí vrací zpět k výchozí (klidové) hodnotě.

nelze rozlišit. Viditelnost vlny U na elektrokardiogramu značí vliv patologických změn nebo podání léků [6].

- **Interval PQ** lze označit dobu od začátku P vlny do začátku kmitu Q. Doba se pohybuje v rozmezí od 120 do 200 ms. Rovněž také závisí na srdeční frekvenci. Pokud se tento interval prodlouží, značí poruchy vedení vzruchů ze síní na komory. Naopak při zkrácení dochází k preexcitaci – předčasné aktivaci komor vrozenou poruchou.
- **Interval QT** je doba od začátku komorového komplexu do konce vlny T. Normální doba pro tento interval je v rozmezí od 350 do 450 ms. Například u žen je tento interval delší a prodlužuje se s věkem. Protože tento interval obsahuje vlnu T, také jeho změna je může být vyvolána řadou fyziologických a patologických vlivů.

Dále rozlišujeme úseky. Jimi jsou PQ značící dobu od konce P vlny do začátku komorového komplexu. Dále úsek ST, což je doba mezi koncem komorového komplexu a začátkem vlny T. Dochází během něj k přechodu od depolarizace k pomalé repolarizaci. Za normálních podmínek je úsek zcela rovný. Odchyłka se projevuje u některých onemocnění, například u infarktu myokardu [6].



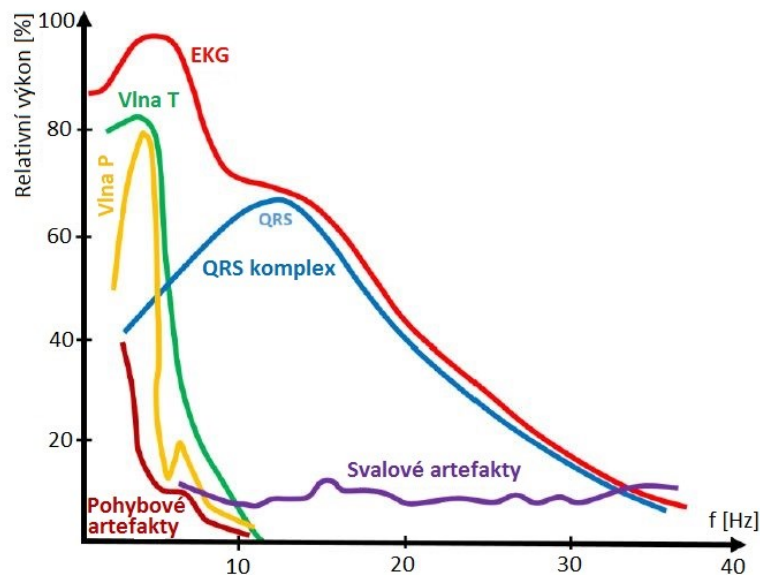
**Obrázek 2:** Porovnání mateřské EKG s plodovým EKG. Převzato a upraveno podle [17].



## 2.2 Spektrální vlastnosti EKG

Spektrém ve smyslu Fourierovy transformace<sup>19</sup> se rozumí rozklad signálu na harmonické složky a jeho vyjádření pomocí jejich amplitudy a fáze. Převodem z časové oblasti do oblasti frekvenční se získává přehled o zastoupení jednotlivých složek ve významných složkách EKG. Získá se tím jiný pohled na signál a lepší možnost klasifikace složek EKG.

Využitelná část signálu leží v kmitočtovém pásmu do 125 Hz. U dětí a plodu je pásmo posunuto až do 150 Hz. Běžně se pro digitalizaci používá vzorkovací frekvence 500 Hz. Tím je bezpečně splněn vzorkovací Shannonův teorém<sup>20</sup> a nedochází k aliasingu (překrytí spekter a ztrátě informace obsažené v signálu). Hlavní frekvenční složky signálu EKG však leží v pásmu do 10 Hz. V rámci spektrální reprezentace EKG se využívá amplitudové spektrum [3].



**Obrázek 3:** Výkonové spektrum. Převzato podle [3].

---

<sup>19</sup> Fourierova transformace je integrální transformace převádějící signál mezi časově a frekvenčně závislým vyjádřením pomocí harmonických signálů, tj. funkcí  $\sin(\cdot)$  a  $\cos(\cdot)$ , obecně tedy funkce komplexní exponenciály. Slouží pro převod signálů z časové oblasti do oblasti frekvenční.

<sup>20</sup> Přesná rekonstrukce spojitého, frekvenčně omezeného signálu z jeho vzorků je možná tehdy, pokud byla vzorkovací frekvence vyšší než dvojnásobek nejvyšší harmonické složky vzorkovaného signálu.

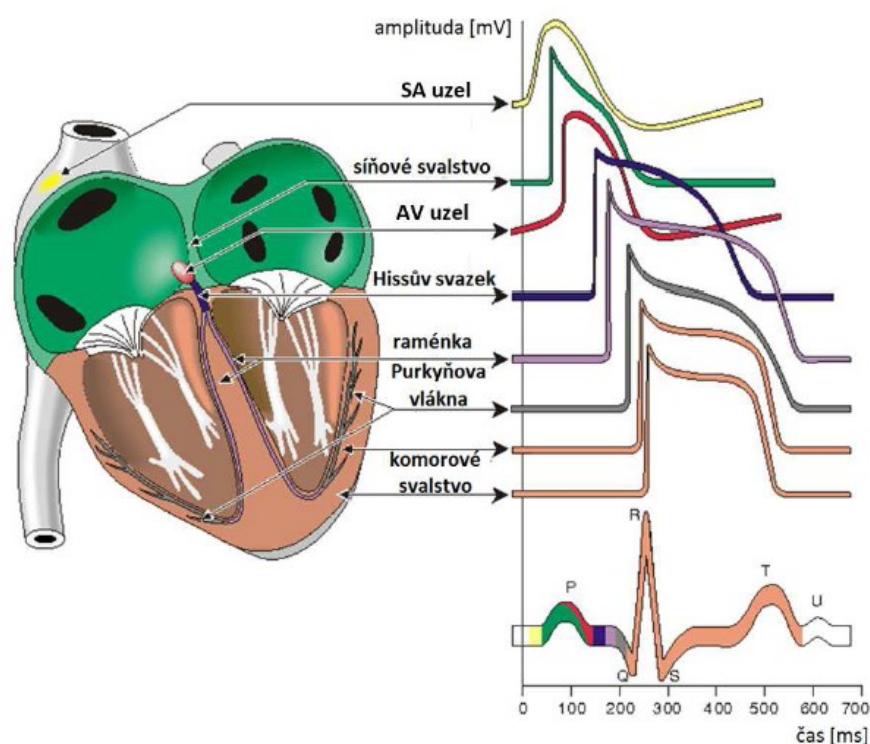
## 2.3 Převodní systém srdeční

Za vznikem a šířením akčních potencionálů stojí převodní systém srdeční. Tento systém zajišťuje aktivaci jednotlivých částí srdce. Elektrické potenciály vznikají na rozhraní depolarizovaných a nedepolarizovaných úseků myokardu. Převodní systém se skládá z několika hlavních částí, jdoucích hierarchicky po sobě. Jsou jimi:

- Sinoatriální uzel (dále SA uzel).
- Internodiální síňové spoje.
- Atrioventrikulární uzel.
- Hissův svazek.
- Tawarova raménka.
- Purkyňova raménka.

Vzhledem k tomu, že tato práce se zabývá analýzou signálu, je zde popsán jeden srdeční cyklus:

- Startovacím podnětem je vznik impulsu akčního potenciálu v SA uzlu. Odtud se vzruch šíří internodiálními síňovými spoji a vyvolává pomalu postupující depolarizaci síňového myokardu. Na EKG se tento jev projeví výchylkou ve tvaru vlny P. Amplituda vlny P může dosahovat napětí až 0,2 mV. Doba trvání se pohybuje kolem 60 ms až 80 ms.
- Vzruch dále pokračuje přes síňové dráhy až k AV uzlu, který se stará o zpoždění a to v rozmezí od 60 do 80 ms.
- Po prodlevě se vzruch šíří velmi rychle přes postupně se větvící systém, takzvaným Hissovým svazkem, Purkyňovými vlákny, Tawarovými raménky, fascikuly až ke komorovému myokardu. Projevem je rychlá depolarizace komor – QRS komplex. Amplituda QRS komplexu může být 1 až 2 mV a trvá v rozmezí od 80 do 120 ms.
- Následuje izoelektrický segment ST, který trvá v době od 100 do 120 ms.
- Další fází je vlna T, která označuje repolarizaci komor. Parametry se pohybují v rozmezí 0,1 až 0,3 mV a 120 až 160 ms. Vlna T je citlivým indikátorem stavu srdeční svaloviny [3].



**Obrázek 4:** Převodní systém srdeční. Převzato podle [3].

## 2.4 Elektrokardiograf

Ke sledování činnosti srdce se využívá přístroj, který sestavou elektrod sleduje potenciály. Současné klinické elektrokardiografické přístroje jsou zásadně dvanácti svodové. Jsou používány 3 bipolární Einthovenovy svody (RA – pravá paže, LA – levá paže, LL levá noha).

Dále 3 Goldbergovy unipolární svody (aVR – kladná svorka k RA, aVL – kladná svorka k LA, aVF – kladná svorka k LL).

Posledními svody EKG jsou unipolární Wilsonovy hrudní svody. Jsou označeny V1 až V6. Jsou umístěny v krajině srdeční.

K nim je připojena ještě Wilsonova centrální svorka (WCT, CT). Slouží jako záporná referenční elektroda [6].

Elektrické pole vzniká šířením akčního potenciálu převodním systémem srdečním a okolní svalovinou. Měřením potenciálů tohoto pole pomocí elektrod, získáme elektrokardiogram. Elektrokardiografy se svojí konstrukcí liší podle použití. Součástí může být i počítač, který je určen pro analýzu pořízených EKG záznamů.

Méně náročné EKG pro rychlé použití v terénu nebo v ambulancích bývají vybaveny LCD displejem, umožňujícím prohlížení signálu z menšího počtu svodů. Někdy bývají vybaveny i tiskárnou.

Klinická EKG pro náročnou diagnostiku se bez osobního počítače neobejdou a disponují složitým softwarem pro analýzu parametrů křivky. Elektrokardiogram je standardizován. Používá základní citlivost 10 mm/mV. (1 mV se projeví výchylkou 1 cm).

Časové měřítko disponuje rychlostí zápisu 25 mm/s a 50 mm/s. Požadované zesílení elektrokardiografu je  $A_u = 1000$ . Stejnosemenná složka vstupního signálu se při záznamu EKG nepřenáší, neboť je dána především půlčlankovým napětím elektrod.

Pro diagnostické účely se při filtrování používá dolní mezní frekvence 0,05 Hz a horní mezní 100 Hz (kvůli artefaktům<sup>21</sup>). Dále jsou použity filtry k odrušení frekvence sítě 50 Hz. Součástí EKG musí být zdroj kalibračního napětí. EKG se dnes kalibruje automaticky kalibračním napětím 1mV [6].

---

<sup>21</sup> Artefakty jsou nepřesnosti měření vzniklé např. přítomností jiného (cizího) biosignálu (pohyby očí v EKG) nebo vzniklé v převodním místě mezi aparaturou a vyšetřovanou osobou (pocení pod elektrodami, špatné odmaštění pokožky, malé množství kontaktního gelu).

## 3 Plodové srdce

Kardiovaskulární systém je v plodu spolu s mozkem prvním orgánovým systémem, který vstupuje do funkce. Důvodem je nutnost zajistit výživu buňkám a přísun kyslíku (zvláště pro mozek). Tím je zajištěn trvalý přísun energie a živin pro buněčný metabolismus. Hnacími ústrojími kardiovaskulárního systému je srdce. Plodové srdce spolu s celou stavbou těla prochází radikálním vývojem.

### 3.1 Anatomie plodového myokardu

Primitivní srdce spolu s cévní soustavou se objevuje již ve třetím týdnu zárodečného vývoje. Ve 4. týdnu je srdce schopno vykonávat svoji funkci.

Základem vývoje srdce jsou párové endotelové pruhy, takzvané angioblastické provazce. Tyto provazce se kanalizují a vytvářejí endokardové srdeční trubice. Koncem třetího týdne splynou v jednotný tubulární základ srdce. Tato pre-forma začne během 22 až 23. dne pulzovat.

Od toho okamžiku přivádějí krev do tubulárního systému srdce tři páry žil [1].

- Vitelinní cévy vrací odkysličenou krev ze žloutkového vaku.
- Umbilikální cévy přivádějí odkysličenou krev z choriových klků placenty.
- Kardinální cévy vedou odkysličenou krev z těla zárodku.

Vývoj srdeční trubice pokračuje vyklenutím do perikardové dutiny. Zpočátku zůstává připevněna dorsálním mesokardiem<sup>22</sup>. To ovšem s dalším vývojem vymizí a vznikne sinus transversus pericardii<sup>23</sup>. V této dutině je nyní srdce zavěšeno cévami na horním i dolním konci. Během tohoto vývinu se myokard zvětšuje a produkuje mohutnou vrstvu mezibuněčné hmoty s vysokým obsahem kyseliny hyaluronové<sup>24</sup>. Jedná se tzv. „srdeční rosol“. Jeho úkolem je oddělovat myokard od endokardu [2].

Další vrstvy:

- Epikard vzniká z mesothelových buněk. Tyto buňky vytváří proepikardový orgán. Ze zbývajících částí mesothelových buněk vznikají krom epikardu i další vrstvy.
- Endokard tvoří endotelovou výstelku srdce.
- Myokard tvoří svalovinu stěny srdeční a již výše zmíněný epikard, který pokrývá povrch srdeční trubice.

---

<sup>22</sup> Mesokardium – řasa mesodermové tkáně.

<sup>23</sup> Sinus transversus pericardii je průchod mezi porta arteriarum a porta venarum.

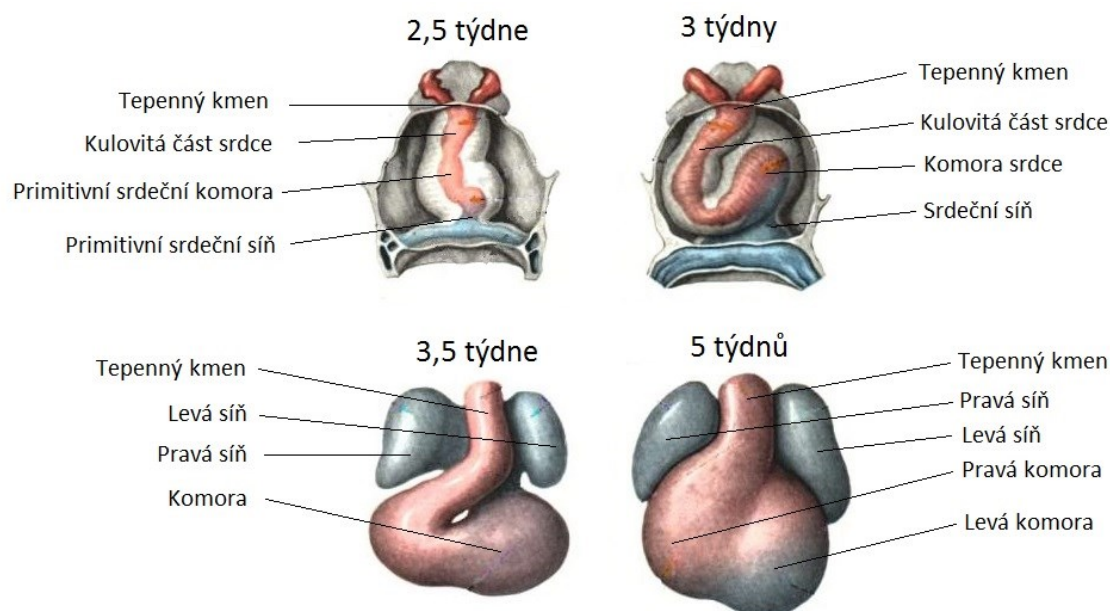
<sup>24</sup> Kyselina hyaluronová (KH) je přirozeně se vyskytující glykosaminoglykan, čili lineární polysacharid, o velké molekulové hmotnosti.

V dalším vývoji se srdeční trubice nadále prodlužuje a začíná se ohýbat. Kraniální<sup>25</sup> část se ohýbá ventrálně<sup>26</sup>, kaudálně<sup>27</sup> a doprava. Kaudální část se ohýbá dorsokraniálně doleva. Díky těmto ohybům se mění i tvar buněk. Vzniká srdeční klička.

Další lokální vyklenutí dává vzniknout atriálnímu oddílu. Předsíňokomorový přechod je nadále stále úzký a vytváří canalis atrioventrikularis, který spojuje primitivní předsíň a komoru.

Dalším vyklenutím je bulbus cordis<sup>28</sup>, ze kterého posléze vzniká část pravé komory. Původně pravostranná část srdeční trubice se přesouvá mediálně<sup>29</sup>. Příčinou změny polohy je vznik dvou příčných rozšíření předsíně [2].

Ty se vyklenují po stranách bulbus cordis. Ze střední části bulbu vnikají výtokové části obou komor. Z části truncus arteriosus se vytváří aorta a truncus pulmonalis [2].



**Obrázek 5:** Vývoj plodového srdce během prvních týdnů těhotenství. Převzato a upraveno podle [3],[13].

<sup>25</sup> Kraniální znamená vztahující se k lebce, směřující k lebce.

<sup>26</sup> Ventrální - směr ,pohled, pozice - přední.

<sup>27</sup> Kaudální - dolní, vztahující se k dolní části těla

<sup>28</sup> Bulbus cordis – část vyklenuté srdeční kličky.

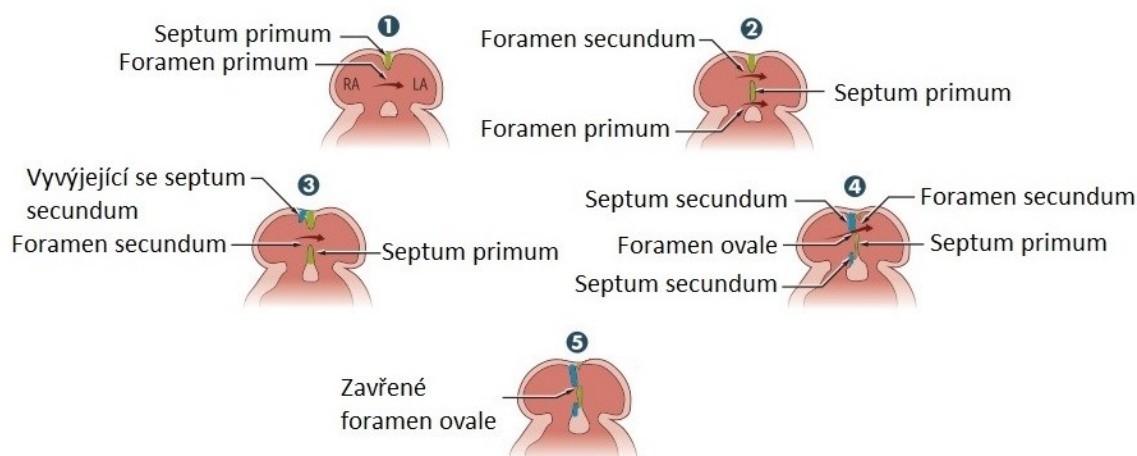
<sup>29</sup> Mediální – prostřední – vztahuje se k pohledu, pozici nebo k části těla.

Ve 27. až 37. dni se vytváří hlavní srdeční přepážky. Mechanismem vzniku je růst dvou tkáňových mas, které se k sobě navzájem přibližují. Tyto tkáňové masy se nazývají endokardové polštářky. Mají rovněž značný podíl na tvorbě vazivové části síňového a komorového septa<sup>30</sup>. Rovněž se podílejí na tvorbě atrioventrikulárních chlopní [2].

**Septace předsíní** začíná na konci 4. týdne. Je započata vznikem a růstem srpkovité lišty z horní stěny směrem do lumenu. Je to první část septa primum. Průchod mezi dolním a horním okrajem septa je foramen primum. Podél okraje rostou endokardové polštářky a uzavírají tak foramen primum. Splynutím perforací vzniká foramen secundum. Ten zajišťuje volný průtok krve z pravé síně do levé. U foramen secundum se vytváří zvětšením lumenu srpkovitá řasa, nazývaná septum secundum. Nejedná se o úplnou přepážku předsíní. Její přední rameno vybíhá dolů k septu v canalis atrioventricularis a když levá sinusová chlopeň a septum spurium splynou s pravou stranou septum secundum, volný konkávní okraj septum secundum začíná překrývat foramen secundum [2].

Otvor, který zůstal v septu, se nazývá foramen ovale<sup>31</sup>. Tvoří tak průchod mezi oběma předsíněmi. Je to v podstatě šikmo protažená štěrbinu [2].

Dále se formují **atrioventrikulární chlopně**. Vznikají splynutím atrioventrikulárních endokardových polštářků. Během doby, kdy krevní proud vyhloubí a ztenčí tkáň, na komorové straně se vytvoří chlopně. Ty zůstávají připojeny ke stěně komory proužky svaloviny. Tato svalovina degeneruje a je nahrazena vazivem [2].

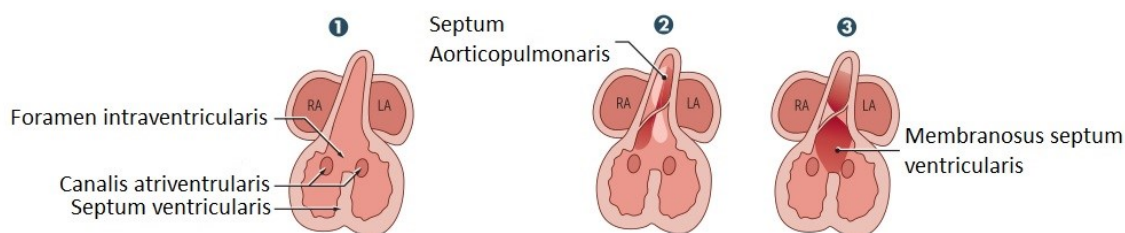


**Obrázek 6:** Septace předsíní plodového srdce. Převzato a upraveno podle [14].

<sup>30</sup> Síňové a komorové septum jsou přepážky rozdělující komory a síně.

<sup>31</sup> Foramen ovale je otvor v srdeční přepážce savců, nacházející se mezi pravou a levou síní, a to během embryonálního vývoje.

**Septace komor** začne probíhat koncem 4. týdne. Obě jednoduché komory se začínají zvětšovat. Na periferiích komor se vytváří myokard. Stěny rostoucích komor se k sobě přikládají, postupně splývají. Vytvářejí tak pars muscularis septi interventricularis. V této přepážce je ještě otvor foramen interventricularis, který zajišťuje mezikomorovou komunikaci. V pozdějším vývoji ovšem zaniká [2].



**Obrázek 7:** Septace komor plodového srdce. Převzato a upraveno podle [14].

**Semilunární chlopně**<sup>32</sup> vznikají z malých hrbolků, které nasedají na lišty tvořícího se aortopulmonálního septa. Tyto hrbolky se postupně prohlubují a nabývají tvar semilunární chlopně [2].

Vývoj **převodního systému srdečního** začíná pacemakerem (udává tep). Původně se nachází v kaudální části levé srdeční trubice. Tato funkce se stěhuje do pravé předsíně. Zde je vytvořen tzv. nodus sinoatrialis. Ten je vytvořen z kardiomyocytů. Fascikulus atrioventrikularis pochází z myokardu, stejně jako pravé a levé Tawarovo raménko a Purkyňova vlákna [2].

## 3.2 Fyziologie plodového myokardu

Jak bylo výše zmíněno, srdce patří mezi první orgány, které se v plodu vyvíjejí. Nejkritičtější doba vývoje je mezi 3. až 7. týdnem po oplodnění, kdy se jednoduchá srdeční trubice mění do tvarů čtyřkomorového srdce.

Srdce plodu je součástí komplexního plodového kardiovaskulárního systému. Jako takové začíná svou činnost ve 3. týdnu a v 20. týdnu lze srdce poslouchat bez nekonvenčního zesílení signálu. Pulz takového srdce je 120 až 160 úderů za minutu dle [7]. Počáteční srdeční kontrakce

---

<sup>32</sup> Semilunární chlopně - poloměsíčitě chlopně jsou mezi levou komorou srdeční a aortou a mezi pravou komorou a plicnicí.



jsou myogenního<sup>33</sup> původu. Svalové vrstvy síní a komor spolu souvisí a kontrakce nastávají v peristaltických vlnách, které začínají v sinus venosus [1]. Na začátku systému je placenta<sup>34</sup>.

Ta je s plodem spojena vénou umbilicalis. Touto vénou protéká až z 80 % saturovaná krev směrem z placenty do plodu. Ačkoliv jí v cestě stojí játra, tak krev prochází cestou ductus venosus přímo do cava inferior. V distální části cava inferior se saturovaná krev mísí s odkysličenou krví z dolních končetin a dále prochází skrz foramen ovale do levé předsíně. Dá se tedy říci, že saturovaná krev játra z velké části obchází. V levé předsíni se saturovaná krev mísí s krví tekoucí z plic. Stále ještě s relativně vysokou saturací pokračuje do levé komory a do vzestupné aorty. Mezi prvními větvemi vzestupné aorty jsou koronární tepny a karotidy. Díky tomu je mozek a srdce jako první dostatečně zásoben okysličenou krví. Naopak odkysličená krev přitékající do pravé komory z cava superior (horní dutá žíla) protéká pravou komorou do truncus pulmonalis (plícnice) [2].

V průběhu průtoku krve od placenty k orgánům plodu, se krev z vény umbilicalis postupně mísí s odkysličenou krví a saturace kyslíkem klesá. Teoreticky dochází k mísení krve v játrech, v cava inferior (dolní dutá žíla), v pravé a levé předsíni.

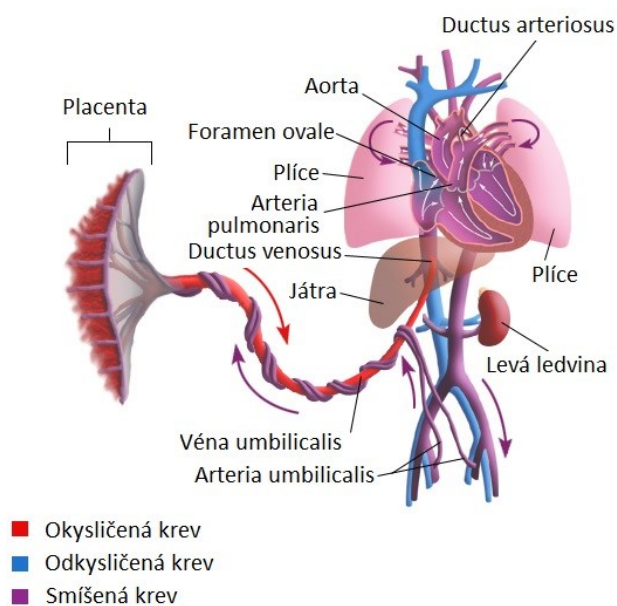
Změny cévního systému po narození jsou způsobeny ukončením placentární cirkulace krve a počátkem dýchání. Uzavírá se ductus arteriosus, rychle stoupá množství krve protékající plícemi. Díky tomu se rychle zvyšuje tlak v levé předsíni, zatímco tlak v pravé předsíni po přerušení placentárního oběhu klesá. Septum primum (přepážka hlavní) se přikládá k septum secundum (přepážka vedlejší), čímž dochází k uzavření foramen ovale [2].

V cévním systému se kontrakcí hladké svaloviny uzavírá arteria umbilicales (pupečnicková arterie). Celkový uzávěr nastává několik minut po narození. Obliterace způsobená proliferací nastává během 2-3 měsíců. Krátce po uzávěru aa. umbilicalii nastává uzávěr i vény umbilicalis a ductus venosus (žilní spojka). Rovněž dochází k uzavření ductus arteriosus kontrakcí svaloviny na jeho stěně. Uzávěr foramen ovale je způsoben zvýšením tlaku krve v levé předsíni a snížením tlaku v pravé předsíni. To se děje při prvním nadechnutí, kdy se k sobě přitlačí septum primum a septum secundum. Sice je uzávěr během prvních dnů reversibilní, ale k trvalému uzamčení foramen dochází díky postupnému srůstání a splnutí v průběhu prvního roku života [2].

---

<sup>33</sup> Myogenní – svalového původu.

<sup>34</sup> Placenta – hlavní funkcí je zajistit plodu přívod kyslíku a živin a odvod zplodin z metabolismu plodu.



**Obrázek 8:** Krevní oběh plodu. Převzato a upraveno podle [15].

### 3.3 Patologie plodového myokardu

Patologie plodového srdce popisuje poruchy, patologické změny a příčiny poruch hledá v disorganizaci vývoje plodu nebo stavům vedoucím k patologicko-fyziologickým změnám. Vývojové poruchy cév a srdce tvoří největší skupinu vrozených vad u člověka.

Podkladem mnoha srdečních vad jsou endokardové polštářky. A to díky své klíčové poloze při vývoji. Na tomto základě vznikají defekty předsíňového a komorového septa. Rovněž také malformace<sup>35</sup> velkých cév. Endokardové polštářky pochází z neurální lišty, která se podílí jak na vývoji srdce, tak i hlavy a krku. Kvůli tomu dochází ke kombinacím poruch srdečních a kraniofaciálních [2].

Vrozené srdeční vady jsou odhadovány s 8 % četností dle [2]. Další poruchy mohou být způsobeny vlivy prostředí (odhad 2 % dle [2]). Jsou způsobeny teratogeny, které jsou kombinací interakcí genetických faktorů s vlivy prostředí. Mezi příklady srdečních teratogenů patří thalidomid a infekce virem zarděnek – rubeola. Další doložené rizikové faktory pro vznik srdečních vad jsou onemocnění matky. Například diabetes mellitus 2. typu<sup>36</sup> anebo hypertenze. Chromozomové aberace jsou doprovázeny vrozenými srdečními vadami. Malformace srdce je

<sup>35</sup> Malformací lze označit vrozené vývojové vady.

<sup>36</sup> Při Diabetes Mellitus 2. typu se jedná o nedostatek relativní, v pozdějších stádiích však může dojít k vyčerpání  $\beta$  buněk pankreatu a vzniku absolutního nedostatku inzulínu.

součástí mnoha klinických syndromů zahrnující anomálie obličeje – Goldebharův nebo Downův syndrom.

Genetické poruchy podílející se na vývoji mohou způsobit defekty předsíňového septa nebo prodloužené vedení impulzu mezi síněmi a komorami. Dále může dojít k předčasnému uzavěru foramen ovale. To vede k masivní hypertrofii<sup>37</sup> pravé komory a k hypoplasii levostranných srdečních struktur. Nejčastějším důsledkem je úmrtí během několika dnů po narození [2].

### 3.3.1 Patofyziologie plodu – hypoxie

Patologických poruch plodového srdce je obsáhlý soubor. Dále se tato práce bude zabývat jen patofyziologickými změnami myokardu během hypoxických stavů. Je třeba jednoznačně určit pojmy hypoxemie, hypoxie a asfyxie plodu. A to z toho důvodu správného chápání principů diagnostických metod KTG a STAN.

Pojmem hypoxemie, hypoxie a asfyxie jsou charakterizována různá stadia závažnosti poklesu kyslíkové saturace arteriální krve plodu. Během těchto stavů usiluje organismus plodu za pomoci vlastních adaptačních mechanismů o co nejlepší kompenzaci daného stavu. Cílem tohoto snažení je uchránit životně důležité orgány, především srdce a mozek, před trvalým poškozením [3]. Důležitým předpokladem účinné obrany plodu jsou zachované energetické rezervy. Jedná se o zásoby glykogenu. Aktivace obranné reakce se děje prostřednictvím vegetativního nervstva a vyplavením stresových hormonů (adrenalin a noradrenalin) [4].

#### 3.3.1.1 Hypoxický stav – Hypoxemie

Hypoxemie plodu se dá charakterizovat jako nejlehčí stupeň nedostatku kyslíku v arteriální krvi. Obranou proti hypoxemii je efektivnější využívání kyslíku. A to zvýšením krevního průtoku a počtu erytrocytů<sup>38</sup>. Druhotnou obranou je redukce pohybové aktivity a zpomalení nebo úplné zastavení růstu. Tato situace nastává při chronické placentární insuficienci v průběhu těhotenství. Pacientky jsou většinou hospitalizovány pro podezření na růstovou retardaci plodu. Při hypoxemii není narušena funkce vnitřních orgánů a energetická rovnováha zůstává zachována. Pokud nedojde k dalšímu poklesu kyslíkové saturace, plod je schopen účinné obrany a kompenzace stavu i několik dnů až týdnů. Výsledkem dlouhodobé hypoxemie je omezení vývoje orgánových systémů. Pro vlastní porod plodu má zásadní význam omezení energetických rezerv a redukce obranných mechanismů proti akutní hypoxii v průběhu porodu. [4].

---

<sup>37</sup> Hypertrofie - zvětšení buněk a orgánů, objevuje se ve tkáních s omezenou mitotickou aktivitou (srdce, svaly).

<sup>38</sup> Erytrocyty – Latinský název pro červené krvinky.

### 3.3.1.2 Hypoxický stav – Hypoxie

Hypoxie plodu představuje druhé stádium kyslíkové insuficience. Tento stav je charakterizován dalším snížením saturace kyslíku arteriální krve. Organismus již není schopen zásobovat dostatečně veškeré tkáně kyslíkem. Výsledkem je obranná reakce plodu vedoucí k redistribuci krevního zásobení – centralizaci oběhu. Dochází k mohutné aktivaci sympatiku a vyplavení stresových hormonů s následným rozvojem anaerobního metabolismu v periferních tkáních. V centrálních orgánech zůstává zachována energetická rovnováha. Plod je schopen kompenzovat stav rozvinuté hypoxie maximálně několik hodin. Nedostatkem kyslíku jsou zasaženy pouze periferní tkáně a možnost poškození centrálních orgánů plodu je minimální [4].

### 3.3.1.3 Hypoxický stav – Asfyxie

Je nejtěžším a kritickým stavem nedostatku kyslíku v arteriální krvi plodu. Snížení kyslíkové saturace je tak výrazné, že nedostačuje k zachování energetické rovnováhy v preferovaných centrálních orgánech. K maximální aktivaci sympatiku a stresových hormonů se připojuje mobilizace zásob glykogenu z jater a myokardu. V centrálních orgánech se rozvíjí anaerobní metabolismus. Plod je schopen kompenzovat tento stav řádově jen minuty. Snaží se udržet centralizovaný krevní oběh do momentu zhroucení systému s následným srdečním selháním a poškozením mozku[4]. Asfyxie může přejít v ischemii neboli k přerušení dodávky kyslíku a živin do tkání, orgánů a ke kompletnímu zastavení cirkulace. Perinatální asfyxie<sup>39</sup> se stanovuje na základě čtyř kritérií. První z nich je těžká metabolická nebo smíšená acidóza<sup>40</sup>[4].

Jiné hodnocení je skóre podle Apgarové. Toto kritérium slouží rovněž k hodnocení vitality a porodní adaptace novorozence. Třetím kritériem jsou neurologické příznaky v časném novorozeneckém období. Čtvrtým kritériem je multiorgánové systémové poškození v časném neonatálním období (poškození ledvin, srdce, jater během prvních tří dnů života) [5].

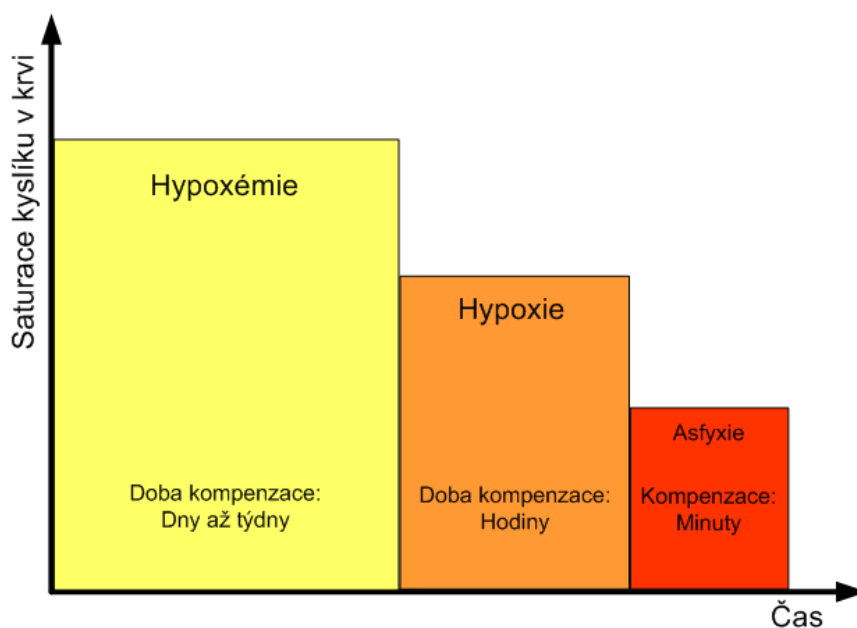
---

<sup>39</sup> Perinatální asfyxie – přerušení dodávky kyslíku vztahující se k období před porodem dítěte a krátce po něm.

<sup>40</sup> Acidóza je porucha acidobazické rovnováhy, při které klesá pH pod fyziologickou mez (fyziologická hodnota pH je 7,36–7,44).

### Změny vitálních funkcí při asfyxii:

- Dechová frekvence:
  - Nejprve stoupá.
  - Poté klesne (20 s) – primární apnoe.
  - Dojde k rozpojení center oblongáty a pontu > vznikají nekoordinované dechy.
  - Sekundární apnoe.
- Akce srdeční:
  - Stoupá a poté klesá.
- Krevní tlak:
  - Nejprve stoupá a pak klesá.



**Obrázek 9:** Chronologická tabulka stavů hypoxie. Převzato a upraveno podle [3].

## 4 Elektronické monitorování plodu

Monitorování srdeční frekvence plodu se začalo používat začátkem 19. století v Evropě. V této době vznikly první stetoskopy. Od tohoto okamžiku se lékaři snaží určit na základě sledování srdeční frekvence plodu jeho momentální stav. Koncem 19. století byla stanovena kritéria pro normální srdeční frekvenci plodu (byla platná zhruba do 50. let 20. století). Na počátku 20. století, v roce 1906, pouhé 4 roky poté, co byl objeven princip elektrokardiogramu, byla poprvé publikovaná práce týkající se plodového EKG. S nástupem audio-vizuální techniky v 50. letech 20. století došlo k podstatným pokrokům v monitorování srdeční frekvence plodu pomocí elektronických metod. V roce 1968 byl vyvinut první kardiokograf na základě dopplerovského efektu. Od 70. let 20. století se kardiokografie (KTG) stala standardní monitorovací technikou. Další vývoj ke zkvalitnění diagnostiky hypoxie během porodu je v posledních letech kromě KTG také IFPO (plodová pulzní oxymetrie) a STAN. Princip plodového EKG je znám více jak 100 let, ale teprve v posledních letech bylo vyvinuto počítačové hodnocení křivky EKG, které umožňuje definovat změny poměru T/QRS a ST úseku. Ty mohou být zaznamenány interně nebo externě snímaným kardiokografickým záznamem [4].

Monitorování fEKG je možné použít v případech, kde klasický dopplerovský ultrazvuk naráží na své hranice. Těmi je myšlena například obezita v těhotenství. Ta znesnadňuje monitorování plodu pomocí ultrazvuku, jehož intenzita je tukem zeslabená. Obezita je rovněž spojována s častějšími případy komplikací, včetně spontánních potratů, malformací, předčasných porodů a rizik. Alternativou proto může být například transabdominální plodový elektrokardiogram [8].

### 4.1 Metoda KTG

Jak bylo výše zmíněné, se sledováním plodu začala lékařská praxe již v 19. století, jejíž pomocí určovala, zdali je plod živý nebo mrtvý. Dělo se tak na základě sledování srdečních ozev. V 60. letech 20. století byla představena metoda EFM. Dnes je známá jako KTG. Tato metoda kontinuálního měření reakcí plodu přinesla unikátní příležitost identifikovat nebezpečné hypoxické stavy. KTG je v současné době rutinně používána před a během porodu.

Dosud existuje množství problémů, které nejsou vyřešeny a tuto metodu postihují. Rozlišovací schopnost KTG není jednoznačně objektivní. Může docházet k výpadkům měření, zkreslením signálu artefakty apod. Jedním důsledků problémů je malý počet stanovení hypoxie zachycených pomocí KTG. Podle literatury se tak děje pouze v 20 až 50 procentech případů. Výsledkem je, že u 50 až 80% diagnóz akutní hypoxie plodu není tato diagnóza stanovena správně a následkem toho je vysoký počet zbytečně provedených císařských řezů [3].

Dosavadním problémem samotné metody je oddělení mateřského EKG od plodového. Už od první primitivní nahrávky plodového FHR, který zaznamenal M. Cremer roku 1905, se do dneška s tímto omezením oblast problematiky KTG zabývá. Mateřský signál je v porovnání s plodovým daleko intenzivnější. Navíc je signál kontaminován šumem z elektromyogramu. Rovněž se potýká se síťovým 50Hz šumem nebo kolísáním základní linie [11].

Od roku 1960 bylo vyvinuto mnoho různých metod k oddělení plodového EKG. Jednou z posledních je BSS<sup>41</sup>. Skládá se z oddělení originálního záznamu pomocí součinnosti více metod. V této aplikaci může být zdrojem signálu fEKG, mEKG a KTG + STAN. Všechny signály jsou zaznamenávány prostřednictvím elektrod umístěných na břiše těhotné ženy [12].

V současné době jsou používány tři druhy KTG. Prvním je konvenční transabdominální KTG. Druhým transvaginální KTG a třetím KTG získané z transabdominální fEKG.

Konvenční transabdominální KTG je realizováno pomocí tzv. Dopplerovského ultrazvuku<sup>42</sup> s užitím autokorelačního procesu<sup>43</sup> a externím snímačem pro tokografii. Tokografie je prostředek k určení kontrakcí děložního hladkého svalstva. Může pracovat na mechanicko-elektrickém principu, kdy obsahuje převodník (tenzometr<sup>44</sup>), který převádí tahy dělohy na elektrické signály [3]. Může se také jednat čistě o elektrodu snímající myopotenciály hladkého svalstva dělohy.

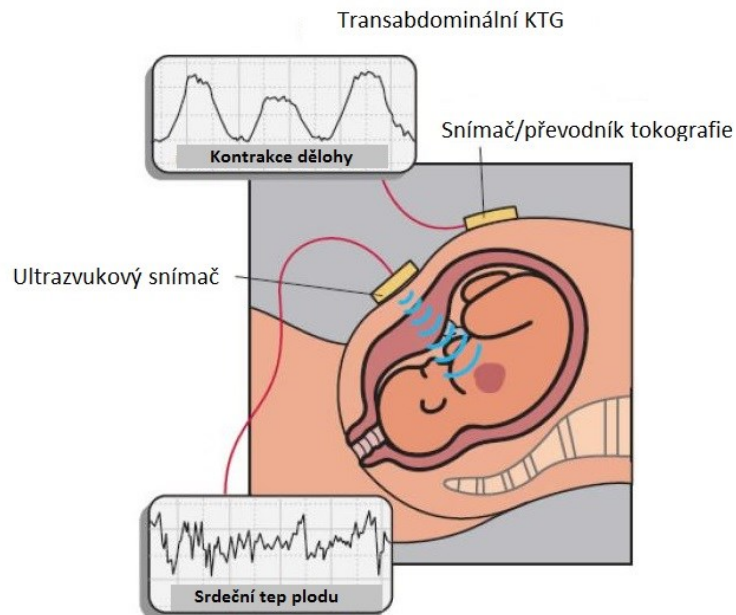
---

<sup>41</sup> BSS – Blind signal separation. Jedná se o separaci signálu z vícekanálového snímání.

<sup>42</sup> Princip Dopplerovské ultrasonografie vychází z Dopplerova jevu, který popisuje změnu frekvence a vlnové délky přijímaného oproti vysílanému signálu, způsobenou nenulovou vzájemnou rychlostí vysílače a přijímače.

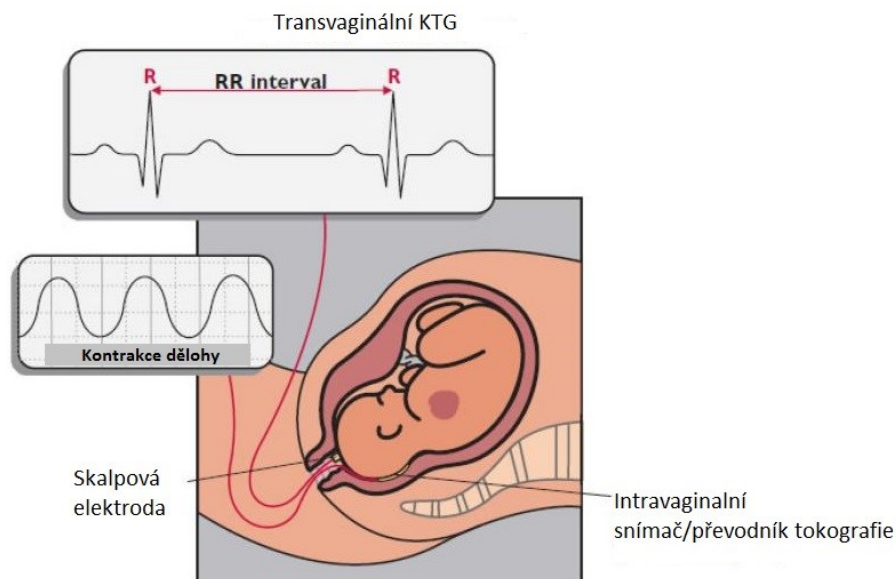
<sup>43</sup> Autokorelace náhodných složek je jev, kterým v ekonometrii označujeme porušení Gaussova-Markovova požadavku pro možnost odhadu regresních parametrů metodou nejmenších čtverců.

<sup>44</sup> Tenzometr je pasivní elektrotechnická součástka používaná k nepřímému měření mechanického napětí na povrchu součásti prostřednictvím měření její deformace.



**Obrázek 10:** Transabdominální KTG. Převzato a upraveno podle [19].

Transvaginální KTG naopak využívá elektrody, umístěné na hlavičce plodu. Tato skalpová elektroda může být umístěna teprve po protržení membrán a odtoku plodové vody. Výsledný záznam tepu plodového srdce je vypočítán z fEKG pomocí detekce R-R intervalu. Měření kontrakcí dělohy je uskutečněno pomocí snímače nitroděložního tlaku. Ten je umístěný ve vagíně [3].



**Obrázek 11:** Transvaginální KTG. Převzato a upraveno podle [19].



V nekonvenční transabdominální KTG existuje velký prostor pro vědecký výzkum. Přesto je tato neinvazivní metoda známá už 25 let.

Nicméně nedostatečná technická úroveň a málo pokročilých metod zaměřených na počítačové zpracování signálu zpomaluje samotný vývoj. Měl by být soustředěný na zlepšení kvality záznamu KTG, automatickou analýzu a monitorování vícečetných těhotenství [3].

Oblast transabdominálního monitorování KTG se úzce stýká s neinvazivní metodou záznamu EKG křivky plodu. Princip transabdominálního EKG je podobný s KTG. Nicméně vyžaduje dokonalejší metody oddělení mateřského EKG od plodového. Nutná je pokročilá filtrace signálu.

Technika monitorování transabdominálního EKG je naznačena v kapitole 4.3.2.

#### **4.1.1.1 Klinická doporučení pro klasifikaci KTG**

V České republice byla uzákoněna široce užívaná FIGO<sup>45</sup> doporučení. Jedná se o doporučení pro hodnocení KTG. V tabulce klasifikace KTG se nacházejí pojmy, které je třeba podrobněji popsat:

- Základní srdeční (bazální) frekvence plodu – srdeční frekvence zaznamenaná mezi kontrakcemi po dobu nejméně 10 minut.
- Akcelerace – nárůst srdeční frekvence plodu o více než 15 bpm za více než 15 sekund. S dobou trvání do 3 minut. Výskyt akcelerace znamená dobré okysličení. Optimální signál obsahuje nejméně 2 akcelerace v průběhu 20 minut záznamu.
- Decelerace – pokles srdeční frekvence plodu o více jak 15 bpm za více než 15 sekund s dobou trvání do 3 minut. Většina výskytů decelerací nesouvisí s možnou hypoxií plodu, ale je způsobená změnou prostředí.
- Srdeční frekvence plodu – vychází ze zobrazení beat-to-beat bez vlivu akcelerací a decelerací. Z rozsahu jednotlivých úderů může být určena variabilita signálu [3].

---

<sup>45</sup> FIGO - Mezinárodní federace gynekologů a porodníků.

**Tabulka 1:** Klasifikace antepartálního FHR. Převzato a upraveno podle [19], [3].

Klasifikace fetálního KTG záznamu	Bazální linie	Variabilita	Akcelerace/Decelerace
Normální	110 - 150 tepů/min.	5 - 25 tepů/min.	2 a více akcelerací/10minut, žádné nebo velmi krátké decelerace.
Suspektní	150 - 170 tepů/min. 100 - 110 tepů/min.	5 - 10 tepů/min. za více než 40min. > 25 tepů/min.	Žádné akcelerace/(>40 min.), sporadické decelerace různého typu.
Patologický	< 100 tepů/min. > 170 tepů/min. Sinusový vzor	< 5 tepů/min. za více než 40 min. > 25 tepů/min.	Periodicky opakující se decelerace, sporadické nepakovující se decelerace, prodloužené nebo pozdní decelerace

**Tabulka 2:** Klasifikace intrapartálního FHR. Převzato a upraveno podle [19], [3].

Klasifikace fetálního KTG záznamu	Bazální linie	Variabilita	Akcelerace/Decelerace
Normální	110 - 150 tepů/min.	5 - 25 tepů/min.	Žádné
Suspektní	150 - 170 tepů/min. 100 - 110 tepů/min.	5 - 10 tepů/min. za více než 40min. > 25 tepů/min.	Variabilní decelerace.
Patologický	< 100 tepů/min. > 170 tepů/min. Sinusový vzor	< 5 tepů/min. za více než 40 min.	Variabilní decelerace, rané nebo prodloužené decelerace, pozdní decelerace

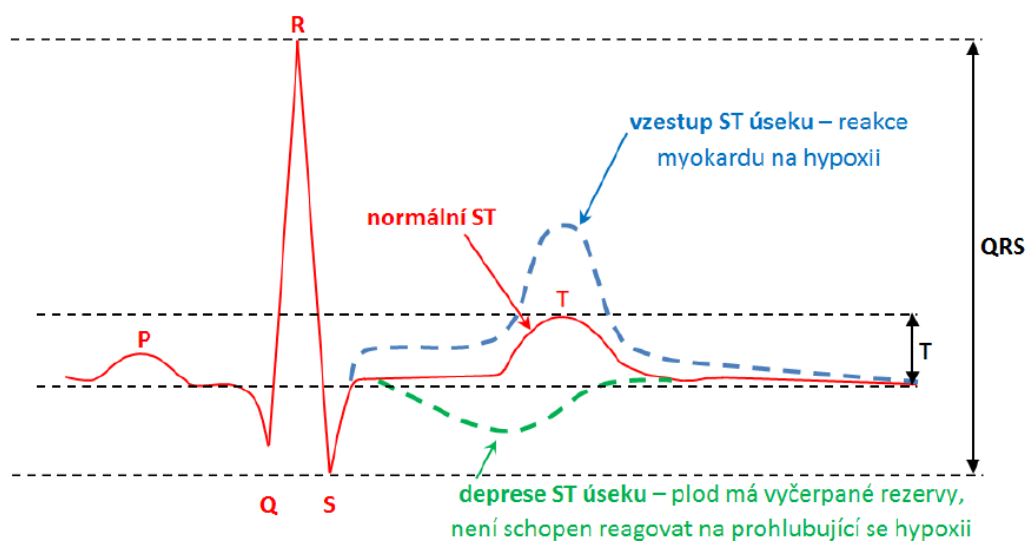
## 4.2 Metoda STAN

Analýza ST intervalu EKG křivky během porodu je základem metody k posouzení hypoxické zátěže myokardu. Jde o doplňkovou metodu ke KTG. Samostatné hodnocení bez vztahu k aktuálnímu KTG záznamu není možné. STAN v současné době využívá speciální skalповé elektrody, která se po protřetí plodových obalů a odtoku plodové vody připevní pomocí drobné kovové spirály na kůži hlavičky plodu. Tuto elektrodu lze připevnit i na hýždě plodu v případě, že plod je v poloze pánevním koncem [4].

Od skalповé elektrody vedou pouze dva tenké drátky, které rodičku nijak neomezují a představují pro ni, v porovnání s klasickou externí kardiokografií, vysoký komfort během monitorování. Zatímco zevní KTG sonda zaznamenává pouze R-R interval, vnitřní sonda ST analyzátoru snímá EKG křivku plodu [4].

Na EKG křivce je sledována výška QRS komplexu, denivelace ST segmentu vůči základní izoelektrické linii a výška vlny T. Několikrát je stanovena EKG vlna a z ní odvozen poměr mezi výškou QRS komplexu a výškou vlny T. Nazývá se poměrem T/QRS [4].

Tento poměr je zaznamenáván pod KTG křivku na monitoru. Hodnocení změn ST úseku EKG vlny v souvislosti s nedostatkem kyslíku není v medicíně nic nového. V kardiologii dospělých se dle hloubky a charakteru ST úseku určuje stupeň závažnosti ischemie myokardu [4].



**Obrázek 12:** Změny průběhu EKG křivky plodu při hypoxických stavech. Převzato podle [3].

Za normální situace je poměr T/QRS stálý, ST segment je přibližně shodný s izoelektrickou linií a nemá sestupný směr. Na buněčné úrovni myokardu panuje energetická rovnováha. V začátku hypoxie kdy se ještě neprojeví obranné mechanismy, dochází k vyplavení adrenalinu a stimulování myokardu. Kardiomyocyty se dostávají do negativní

energetické bilance a ta se projeví depresí ST segmentu. Pokud nedostatek kyslíku trvá, jsou mobilizovány zásoby glykogenu a rozvíjí se anaerobní metabolismus [4].

Výsledkem ST analýzy jsou 4 základní situace:

- Stálá hodnota poměru T/QRS – normální stav.
- Epizodický vzestup poměru T/QRS – nárůst poměru T/QRS který však trvá méně než 10 minut.
- Protrahovaný vzestup poměru T/QRS – nárůst poměru T/QRS trvající déle jak 10 minut.
- Bifázický ST segment – sestupný charakter ST segmentu až deprese pod úroveň izoelektrické linie.

Bifázický ST je definováno jako dolů směřující sklon ST segmentu. K tomu dochází, pokud bylo srdce plodu vystaveno hypoxii a ještě nemělo příležitost se odpovědět. Také může být známkou nedostatečných rezerv na odpověď. Tvar ST segmentu lze na základě [4] definovat graficky do tří stupňů. ST segment se mění z izoelektrické linie na křivku sinusového tvaru a rozděluje se dle polohy vůči bazální linii. První stupeň (označovaný jako BP1) je charakteristický polohou ST segmentu nad bazální linií. 2. stupeň protíná bazální linii a třetí stupeň se nalézá pod bazální linií. Ukázky jak takové stavy vypadají, dokazuje obrázek 70 a 71.

#### **4.2.1.1 Klinická doporučení pro hodnocení STAN**

Jak bylo výše zmíněno při STAN je monitorována amplituda QRS komplexu a denivelace ST segmentu vůči základní izoelektrické linii a amplitudy vlny T.

K hodnocení je použit aritmetický průměr fEKG (rovněž se může nazývat jako „průměrná vlna fEKG“). Ke stanovení průměrného komplexu je použito a zpracováno 30 fEKG komplexů. V případě kvalitního záznamu je možné provést ST vyhodnocení za minutu [3].

Při vyhodnocování jsou zohledňovány nálezy, které jsou popsány jako 4 základní situace ST analýzy. Z nich jsou vybrány 2 parametry. Prvním je změna amplitudy T vlny (1. tři základní situace) a bifazita segmentu ST.

Opět jak bylo výše zmíněno, mohou být změny amplitudy epizodické (méně jak 10min.) nebo stabilní (více jak 10 min.).

V tabulce jsou shrnuty 3 základní situace (výše popsané), které mohou při hodnocení ST analýzy ve spojení s KTG nastat.

**Tabulka 3:** Kritéria ST analýzy. Převzato a upraveno podle [4], [3].

ST analýza	Hodnocení KTG		
	Intermediární (Suspektní)	Abnormální (Patologické)	Preterminální
Epizodický nárůst T/QRS < 10 min.	Větší než 0,15	Větší než 0,10	Ukončení gravidity bez ohledu na ST analýzu.
Protrahovaný (stabilní) nárůst T/QRS ≥ 10 min.	Větší než 0,10	Větší než 0,05	
Bifazické ST	Kontinuální více než 5 min. nebo více než 2 epizody párových BP2 nebo BP3	Kontinuální více než 2 min. nebo více než 1 epizoda párových BP2 nebo BP3	

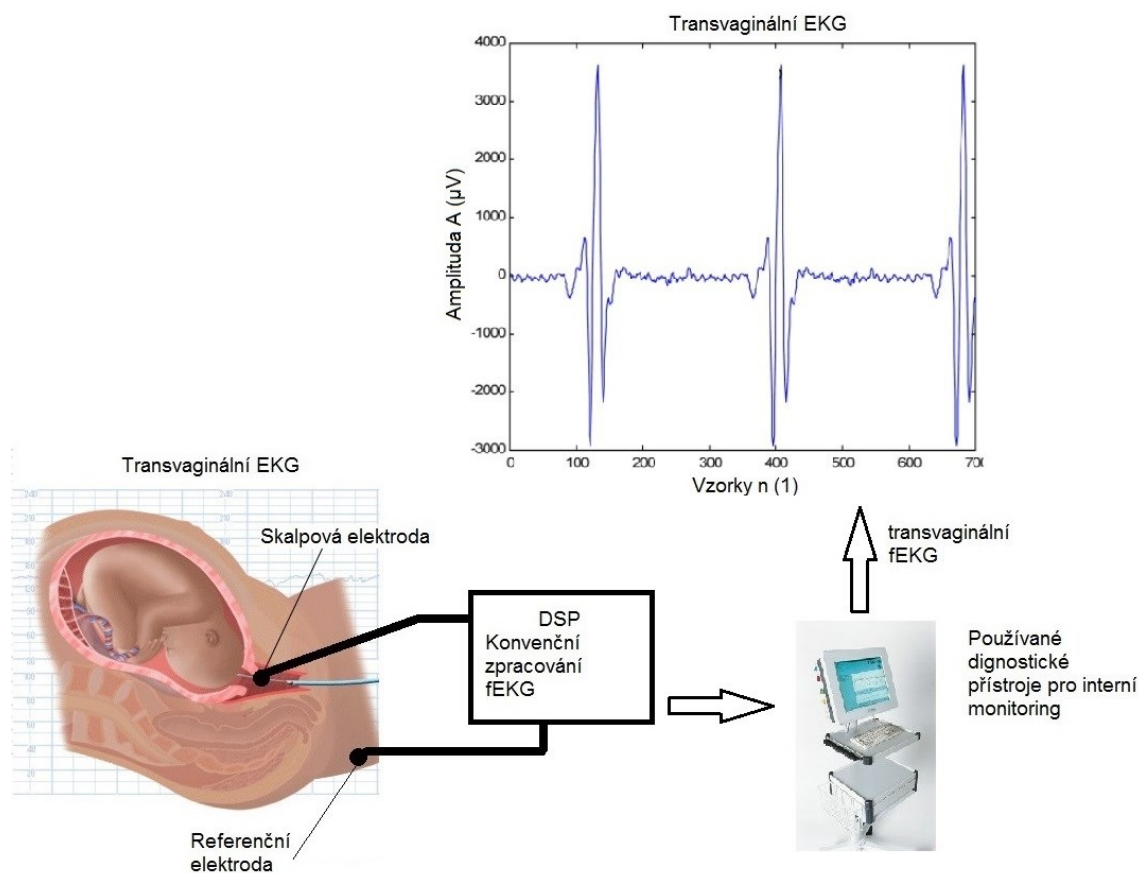
## 4.3 Monitorování plodového EKG

Plodový elektrokardiogram je grafickým zobrazením činnosti srdce plodu. Jde o měření potenciálových rozdílů snímaných elektrodami dvojího typu (skalповá el., povrchová el.) v závislosti na metodě monitorování. Metody rozlišujeme podle místa, na které se měřící elektrody umisťují.

### 4.3.1 Transvaginální metoda

Základem metody je použití invazivního zavedení měřící elektrody skrz vaginální průchod k plodu. Měřící elektroda je speciálně navržena k umístění na hlavičku, popřípadě hýždě plodu. Výhodou metody je kvalitní záznam při porovnání s transabdominální metodou.

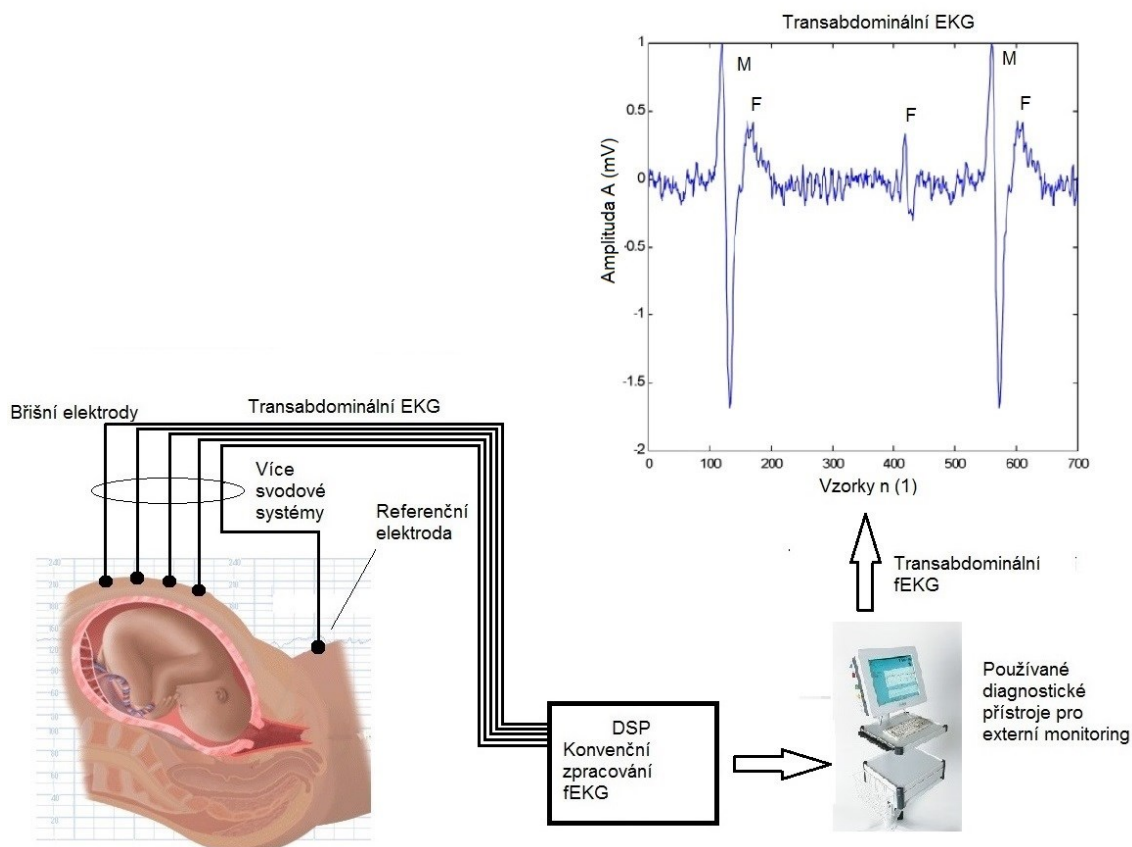
Naopak nevýhodou je invazivnost metody. S tím je spojené omezení, které určuje použití metody až v době porodu. Důvodem je nutnost předchozího samovolného protrhnutí blan a odtoku plodové vody. Rizikem metody může být také zavlečení infekce k plodu. Mezi technická omezení patří kolísání izoliny, nebo deformace QRS komplexu při filtraci [3].



**Obrázek 13:** Metoda transvaginálního monitorování. Převzato a upraveno podle [3], [23].

#### 4.3.2 Transabdominální metoda

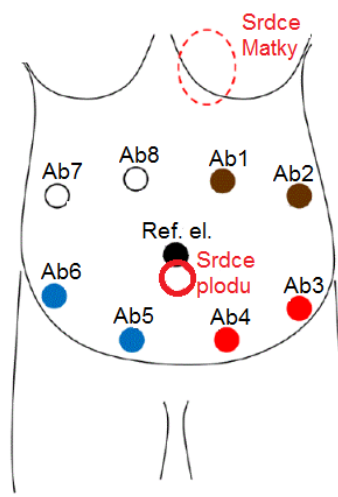
Tato metoda poskytuje obrovskou výhodu ve svém neinvazivním principu a v možnosti kontinuálního měření v době před porodem. Způsob snímání je realizován elektrodami umístěnými na břiše rodičky. Konfigurace rozmístění elektrod není standardizována. Záleží konkrétně na každém výrobcí zařízení, jakou cestou rozmístění zvolí. Nicméně lze hovořit o nejčastějším rozmístění podle Bergvelda [25]. Nevýhodou transabdominálního monitorování je vysoká náchylnost na znehodnocení užitečného signálu rušivými vlivy. Těmi mohou být například svalové artefakty, myopotenciály, síťové rušení a jiné.



**Obrázek 14:** Transabdominální metoda. Převzato a upraveno podle [3], [23].

Způsob rozmístění elektrod vychází v konkrétním případě diplomové práce ze vzoru vyvíjeného prototypu transabdominálního snímání EKG, kterou představil na lékařské mezinárodní konferenci v Bostonu roku 2011 A. FANNELLI a kolektiv [24]. Vychází z cirkulárního postavení elektrod kolem oblasti břišní. Ve středu se nachází referenční elektroda. Zaznamenané amplitudy mají v tomto případě po zesílení hodnoty  $150 \mu\text{Vpp}$ , což je v porovnání s jinými metodami o poznání méně (obvyklé hodnoty v případě metody podle Bergvelda jsou v rozmezí 300 až  $400 \mu\text{Vpp}$ ). Nicméně tato metoda dosahuje odstupů plodového signálu od šumu matky takových hodnot, že lze díky ní zaznamenávat účinně QRS komplex plodu.

Z důvodu dobrých výsledků prototypu byl tento způsob vybrán do diplomové práce. V zásadě platí pravidlo, že při transabdominální snímání má komplex QRS plodu nanejvýš třetinovou výšku při porovnání s QRS komplexem matky. Tato a jiná omezení byla brána v úvahu při konstrukci simulátoru pro transabdominální snímání.



**Obrázek 15:** Rozmístění elektrod transabdomálního snímání. Převzato a upraveno podle [24].

Jak bylo výše zmíněno, transabdomální metoda je vysoce náchylná na znehodnocení užitečné složky rušením. V současné době probíhají studie podílející se svým obsahem na vývoji dané problematiky. Lze hovořit o takzvaných adaptivních filtracích, které výrazným způsobem vylepšují kvalitu záznamu natolik, aby se daly použít k diagnostice hypoxických stavů. O výsledcích systému, který upravuje výsledný transabdomální signál, pojednává [36].

Studie [37] pojednává o použití kombinace fuzzy systému a technicky umělé inteligence, které se nazývá ANFIS (*Adaptive Neuro Fuzzy Inference System*). Aplikace tohoto experimentálního systému by mohla být využita k oddělení mateřského EKG od plodového, čímž by se zvýšila šance na získání užitečné složky signálu, sloužící jako zdroj informací ke STAN analýze. Reálnou aplikaci systému ANFIS lze nalézt v [38] a [39]. O oblasti využití adaptivních algoritmů LMS a RMS k potlačení šumu a rušení, pojednává článek [40].

## 4.4 Modelování signálu

Vzhledem k tomu, že signál EKG je svým způsobem signálem periodickým (kmitočet roven srdeční frekvenci / 60), lze ho na základě tohoto faktu popsat matematickými metodami. Modelaci signálu je možno provést i za pomoci generování z banky dat.

Modelování EKG matematickým popisem je generování dílčích částí signálu způsobem:

- Podobnosti úseků (funkce sinus, přímka, apod.).
- Fourierovy řady (obecně se používá pro modelaci libovolného periodického signálu).
- Dynamického modelu (vytváření trajektorie křivek ve 3D modelu).



V případě modelování abdominálního EKG signálu matky a dítěte lze použít zajímavou aplikaci prvních tří Hermittových funkcí publikovaných v [9].

$$h_0(t) = \frac{1}{\sqrt{b \cdot \sqrt{\pi}}} \cdot \exp\left(-\frac{1}{2} \cdot b^2 \cdot t^2\right) \quad (5.1)$$

$$h_1(t) = \sqrt{\frac{2}{b \cdot \sqrt{\pi}}} \cdot \frac{t}{b} \cdot \exp\left(-\frac{1}{2} \cdot b^2 \cdot t^2\right) \quad (5.2)$$

$$h_2(t) = \sqrt{\frac{1}{2 \cdot b \cdot \sqrt{\pi}}} \cdot \left[2 \cdot \left(\frac{t}{b}\right)^2 - 1\right] \cdot \exp\left(-\frac{1}{2} \cdot b^2 \cdot t^2\right) \quad (5.3)$$

Kde:

$b$  – je šířka vlny a  $t$  – je čas (oba v ms).

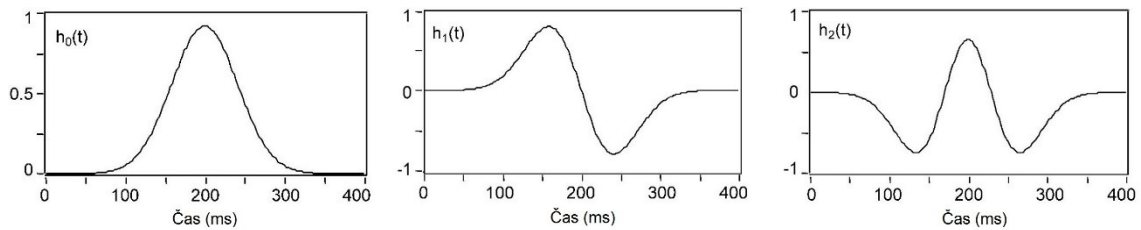
Jak je možné vidět na obrázku 17, mohou být tyto funkce přirozeně adaptovány jako QRS komplex, vlna P a T. Jejich superpozicí lze dosáhnout velmi praktického a efektivního modelování a zároveň ve stejný čas měnit rozsah tvarové variability generovaných křivek:

$$H_k(n) = \begin{cases} h_0(n) \cdot \frac{(10-k)}{10} + h_1(n) \cdot \frac{k}{10} & \text{pro } 1 \leq k \leq 10 \\ h_0(n) \cdot \frac{(k-10)}{10} + h_1(n) \cdot \frac{(20-k)}{10} + h_2(n) \cdot \frac{(k-10)}{20} & \text{pro } 11 \leq k \leq 20 \end{cases} \quad (5.4)$$

Kde:

$k$  - určuje tvar jak QRS komplexu, tak i P a T vlny.

$n$  - je počet vzorků signálu.



**Obrázek 16:** První tři Hermittovy funkce pro  $t \in < 0, 400 >$  (ms) a pro  $b = 300$  ms. Převzato a upraveno podle [9].

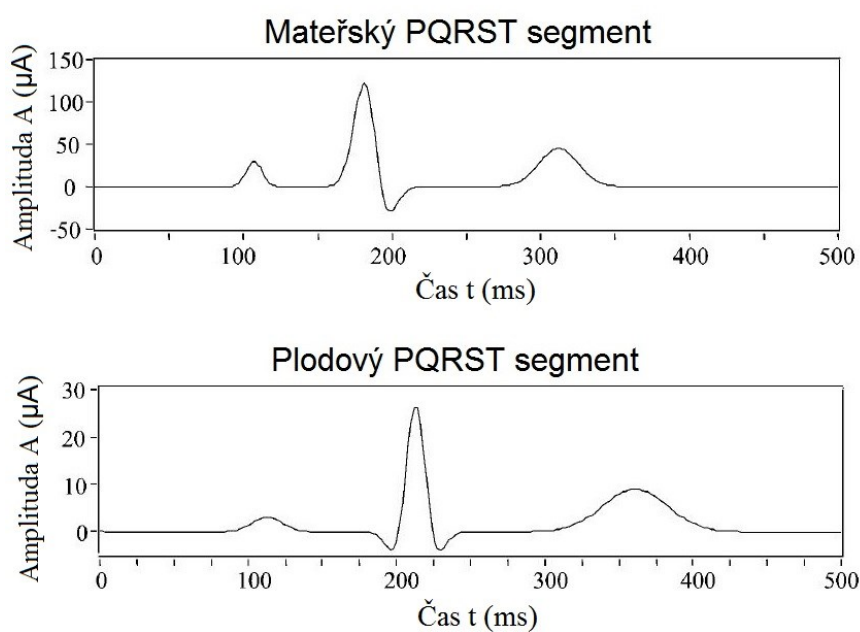
Při konkrétním modelování jednoho srdečního cyklu se uvádí amplitudy a časy jednotlivých vln a segmentů. Ty jsou prezentovány v tabulce 4. Tabulka popisuje morfologii mateřského a plodového signálu. Celkový elektrokardiogram vzniká z namodelovaných cyklů s přednastavenou frekvencí opakování. V tomto případě dostaneme hodnotu srdečního tepu, kterou v základu určuje R-R interval ( $T_{RR}$ ) [20].

Je vyjádřena vzorcem:

$$HR = \frac{60\,000}{T_{RR}} \text{ (bpm)} \quad (5.5)$$

**Tabulka 4:** Amplitudové a časové (šířkové) parametry jednotlivých prvků EKG signálu matky a plodu. Převzato podle [9].

	QRS Amplituda ( $\mu\text{V}$ )	QRS Šířka (ms)	PQ Segment (ms)	P Amplituda (% QRS)	P Šířka (ms)	ST Segment (ms)	T Amplituda (% QRS)	T Šířka (ms)
Matka	150	100	70	20	65	110	30	160
Plod	30	50	45	10	56	70	25	130



**Obrázek 17:** Modelace mateřského a plodového EKG za pomoci hodnot z tabulky 4. Převzato a upraveno podle [9].

Dalším parametrem je signálový šum. Je dán vztahem:

$$\text{SNR} = 10 \cdot \log\left(\frac{P_S}{P_Z}\right) \quad (\text{dB}) \quad (5.5)$$

Kde:

$P_S$  - výkon mateřského/plodového EKG.

$P_Z$  - výkon šumu.

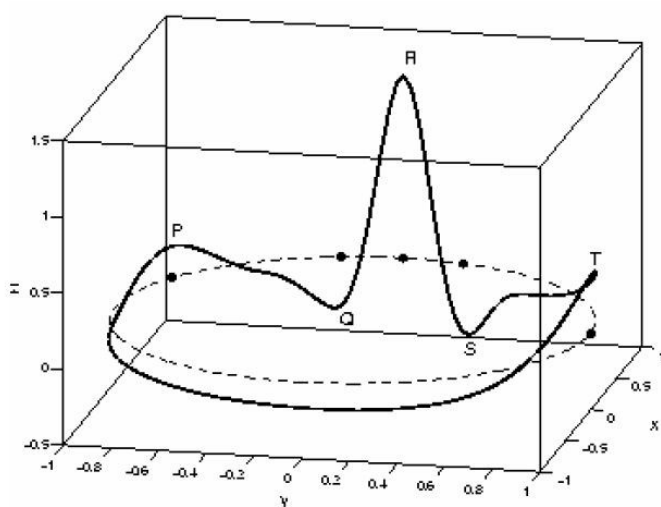
**Dynamický model** generuje cyklickou trajektorii v trojrozměrném prostoru. Periodicita EKG je představována rotačním pohybem po trajektorii. Kolísání amplitudy EKG je znázorněno pohybem v ose Z. Pohyb po této trajektorii je popsán soustavou tří obyčejných diferenciálních rovnic [20].

$$\dot{x} = \alpha x - \omega y \quad (5.6)$$

$$\dot{y} = \alpha y + \omega x \quad (5.7)$$

$$\dot{z} = -\sum_{i \in \{P,Q,R,S,T\}} a_i \Delta\theta_i \exp\left(-\frac{\Delta\theta_i^2}{2b_i^2}\right) - (z - z_0) \quad (5.8)$$

Kde:  $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$ ,  $\Delta\theta_i = (\theta - \theta_i) \text{ modulo } 2\pi$ ,  $\theta = \arctg^*(x, y)$ ,  $\arctg^*$  je čtyř kvadrantový arcus-tangens s reálnou složkou  $x$  a  $y$ , v intervalu  $-\pi \leq \arctg^*(x, y) \leq \pi$ ,  $\theta \in [-\pi, \pi]$ ,  $\omega$  je úhlová rychlost a  $z_0$  představuje izoelektrickou linii. Její výkyvy způsobené dýcháním o frekvenci  $f_2$ , lze popsat vztahem  $z_0 = A \sin 2\omega f_2 t$ , kde  $A = 0,15$  mV.



**Obrázek 18:** Dynamický model. Převzato podle [20].

Studie [7] zmiňuje modelování za pomoci jednotlivých dipólových modelů a dynamického vektorového modelování.

Nejpopulárnější metoda dipólového modelování dokáže vysvětlit 80 až 90 % výkonu potenciálů zastoupených při snímání s povrchu těla. Podle modelu jednotlivých dipólů může být srdeční aktivita reprezentována jako časově proměnný vektor rotující v prostoru. Tento radiusvektor má směr a velikost. Je matematicky reprezentovaný v kartézských souřadnicích a to následovně:

$$\mathbf{r}(t) = x(t) \cdot \mathbf{e}_x + y(t) \cdot \mathbf{e}_y + z(t) \cdot \mathbf{e}_z \quad (5.9)$$

Kde  $\mathbf{e}_x$ ,  $\mathbf{e}_y$  a  $\mathbf{e}_z$  jsou jednotkové vektory standardních tří os těla při snímání elektrokardiogramem.

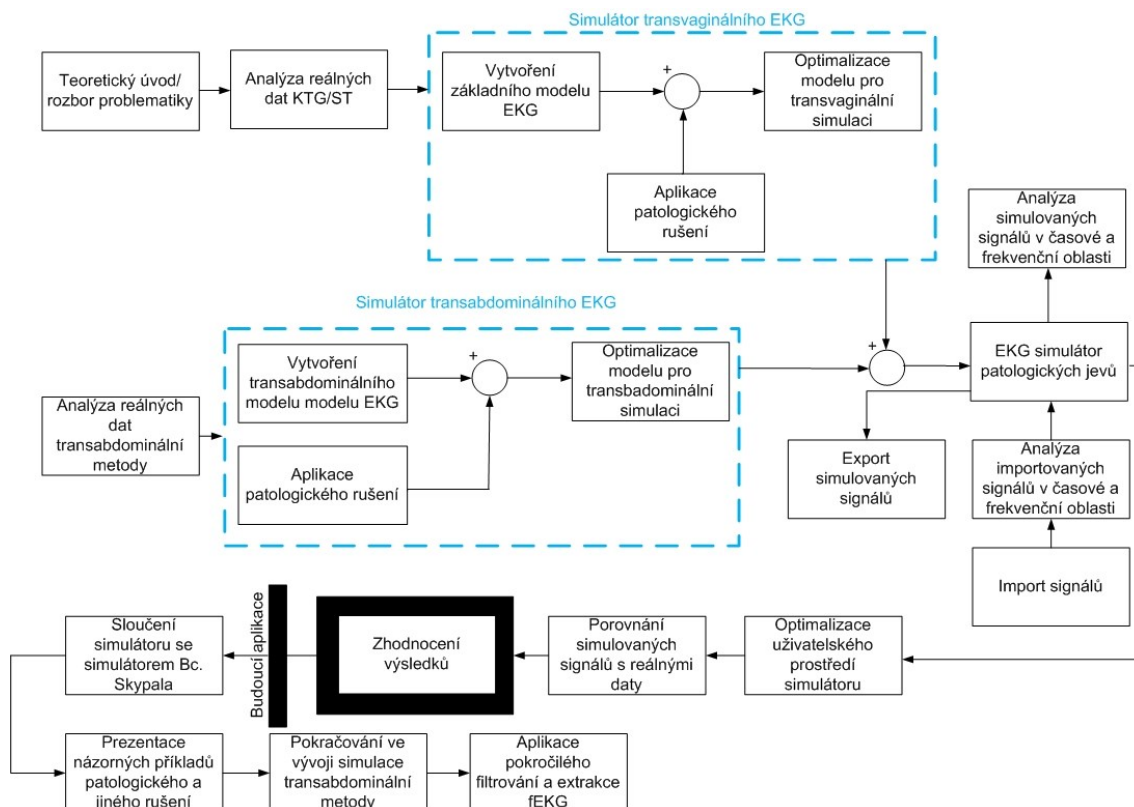
Pomocí této definice se vodivý objem těla převede jako pasivní odporové médium, které zeslabuje elektrické pole. Jakýkoliv signál zaznamenaný s povrchu těla bude lineární projekce dipólového vektoru  $\mathbf{r}(t)$  na směr os záznamových elektrod.

$$ECG(t) = \langle \mathbf{r}(t), \mathbf{v} \rangle = a \cdot x(t) + b \cdot y(t) + c \cdot z(t) \quad (6.0)$$

Kde:  $\mathbf{v} = a \cdot \mathbf{e}_x + b \cdot \mathbf{e}_y + c \cdot \mathbf{e}_z$ .

## 4.5 Časový diagram realizace diplomové práce

Pro jednodušší pohled na metodiku zpracování diplomové práce byl vytvořen časový diagram. Jde o hybridní verzi časově funkčního diagramu. Snaží se přehledně demonstrovat průběh vývoje a přibližnou architekturu simulátoru z pohledu funkce.



**Obrázek 19:** Časově funkční diagram diplomové práce.

Znáznorňuje počátky vzniku simulátoru, kterým předcházelo nastudování problematiky plodového EKG monitorování. Po nastudování teoretického úvodu, bylo možné provést analýzu reálných záznamů a její výsledky aplikovat do vývoje vlastního simulátoru. Ten se skládá ze dvou velkých oddílů.

A to transvaginální a transabdominální metody. Jejich spojením vznikl komplexní celek, který umožňuje exportování dat ze simulací a import dat, které lze analyzovat. Z časového hlediska diagram pokračuje dále. Bylo zoptimalizováno uživatelské prostředí za pomoci ilustrací, popisu nebo překladu do angličtiny. Bylo provedeno porovnání výsledků s reálnými záznamy a závěrem je uvedeno zhodnocení diplomové práce. V případě budoucích aplikací je připomenuta možnost sloučení s podobným projektem. Další možná aplikace je použití signálu pro testování filtrací a extrakcí užitečné složky.

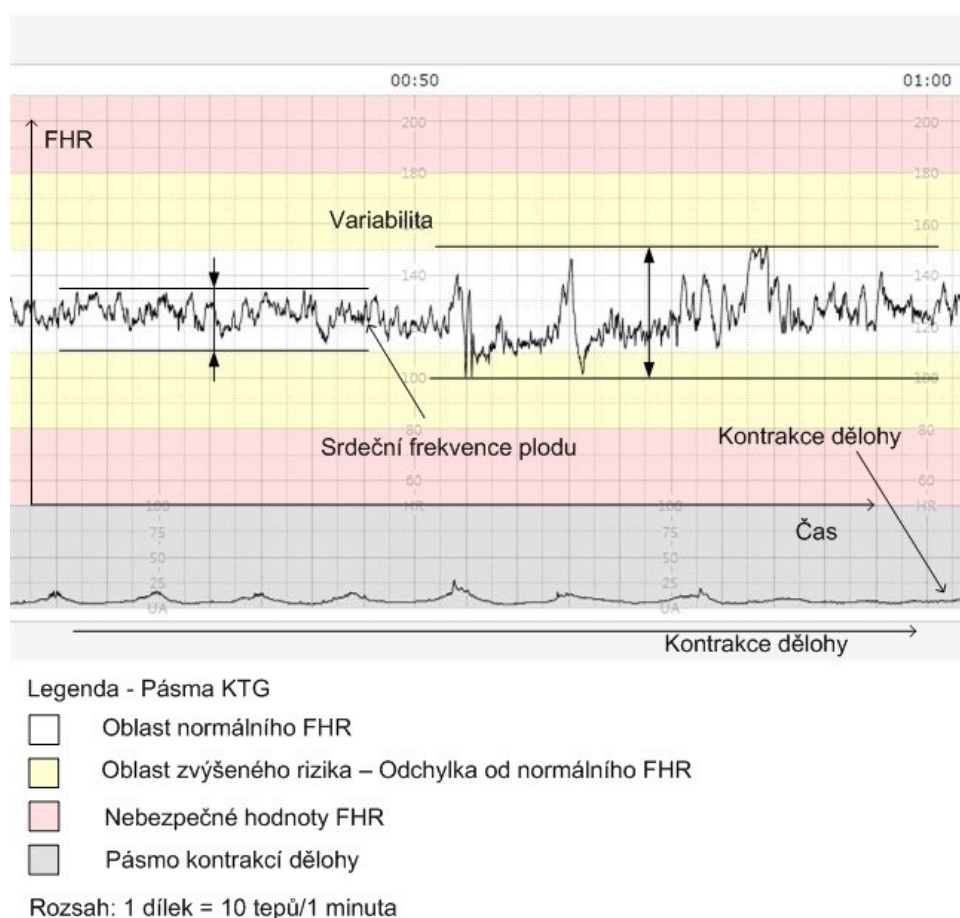


## 5 Experimentální část

### 5.1 Analýza reálných záznamů EKG

#### 5.1.1 KTG + STAN

K pochopení stávajících metod posouzení hypoxických stavů plodu, tedy KTG (podrobněji v kapitole 4.1) a ST analýzy (kapitola 4.2), bylo zapotřebí prozkoumat a analyzovat reálné záznamy. Byla zvolena databáze *Stancases*<sup>46</sup> viz [21], ze které byly vytvořeny vzorky, prezentující parametry dle klasifikace FIGO. Na obrázku níže je možné vidět ukázkou normálního KTG záznamu.



**Obrázek 20:** Reálný záznam KTG. Převzato a upraveno podle [21].

<sup>46</sup> Stancases.com je on-line databáze reálných KTG záznamů, a to spolu se STAN analýzou. Nahraná data jsou pořízená v klinickém zázemí, obsahují informace o výsledku a odborné připomínky.

Zde je hlavní křivkou srdeční tepová frekvence plodu (FHR). Ta se nachází v bílém poli. Bílé pole označuje místo normálního srdečního tepu. V šedém pásmu se nachází křivka vypovídající o kontrakcích dělohy (UA) rodičky.

Horizontální osou je čas, kde dva dílky odpovídají jedné minutě. Vertikální osou je stupnice plodové frekvence srdce. Jeden dílek představuje 10 tepů. Škála FHR je barevně rozdělena do 3, respektive 5 pásem. Jak bylo výše zmíněno, bílé pásmo ohraničuje normální hodnoty FHR (110 až 150 tepů za minutu).

Žluté pásmo náleží odchylkám od normálních hodnot. Pásmo pod normálním FHR je 110 až 80 tepů za minutu. Pásmo nad normálním FHR je široké od 150 do 180 tepů za minutu.

Červené pásmo lze označit za kritické. Pokud dosáhne křivka FHR horního červeného pásma a tedy hodnot 180 až 210 tepů za min., lze hovořit o tachykardii<sup>47</sup>. Pokud naopak nachází křivka FHR ve spodním červeném pásmu, ohraničeném hodnotami od 50 do 80 tepů za min., lze hovořit o bradykardií<sup>48</sup>. Dalším důležitým parametrem je tzv. variabilita FHR. Tedy rozkmit FHR. Za normální variabilitu se považují hodnoty rozkmitu 5 až 25 tepů/min. Ostatní stavy jsou znázorněny v tabulce 1 a 2.

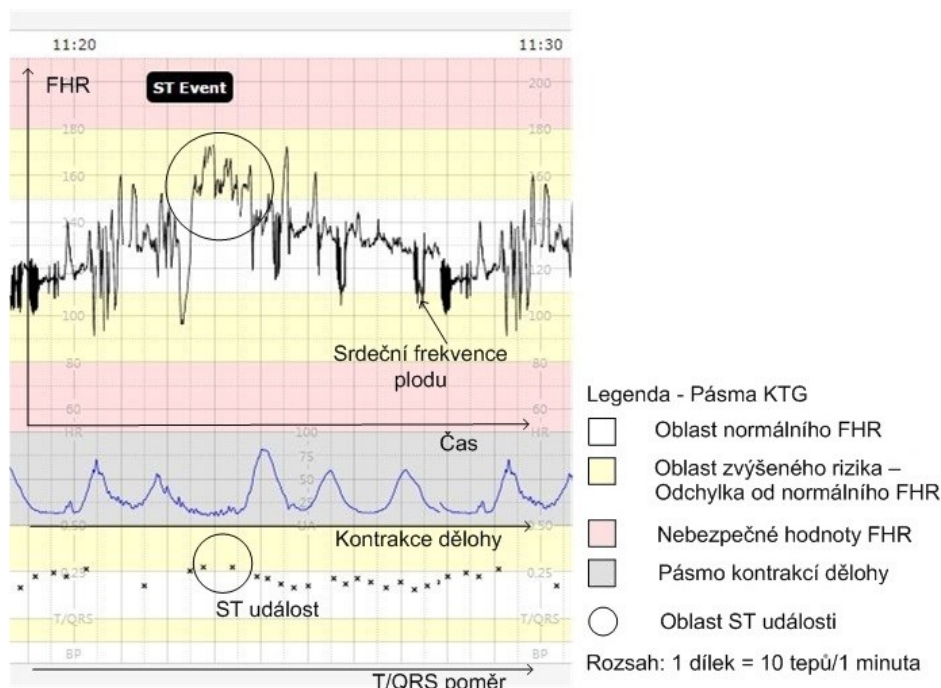
Další analyzované průběhy znázorňující ukázkové patologické vlivy a různé variability křivek lze nalézt v příloze A.

---

<sup>47</sup> Tachykardie je zvýšená tepová frekvence. Jedná se kompenzační reakci srdce na různé podněty.

<sup>48</sup> Bradykardie je zpomalení srdeční frekvence.





**Obrázek 21:** Reálný záznam KTG s ST analýzou. Převzato a upraveno podle [21].

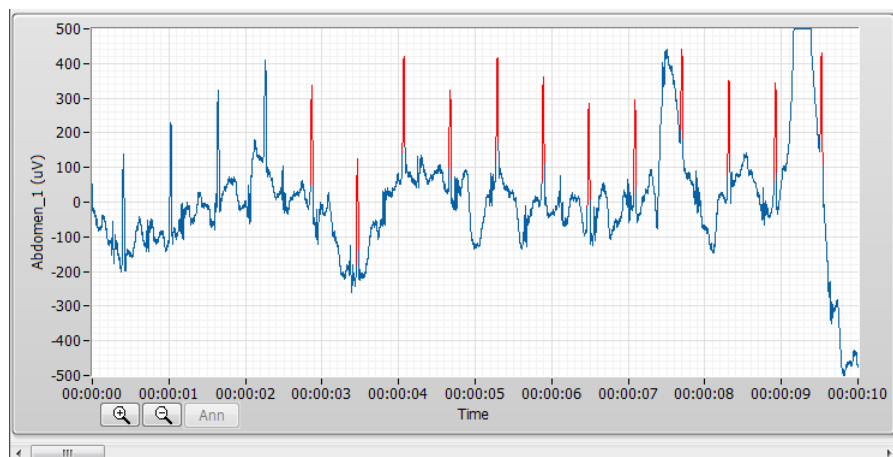
Doplňkovou metodou ke KTG je analýza úseku ST. Ta umožňuje hodnotit poměr amplitudy vlny T ke komplexu QRS. Jedná se o počítačovou analýzu (podrobněji v kapitole 4.2). Pokud se překročí všechny vyhodnocované parametry počítačové analýzy, v daném místě počítač připiše poznámku o vzniku ST události (*ST Event*). Příkladem je obrázek 21. Pro splnění podmínky ST události přispěl krom jiného i přechod FHR do žluté oblasti a zvýšený poměr T/QRS nad 0,25.

### 5.1.2 Transvaginální záznamy

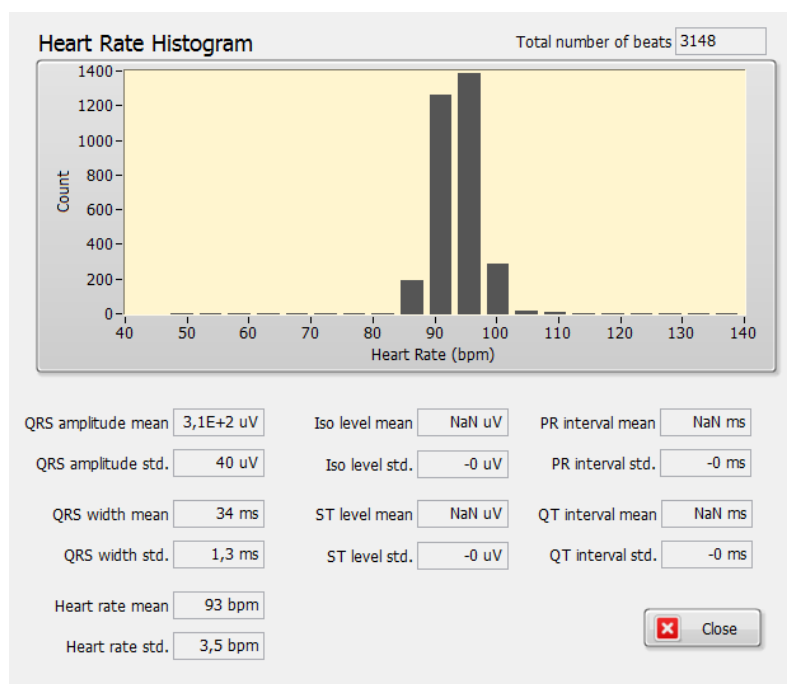
Z dostupné databáze monitorování transvaginální metodou bylo vybráno 5 záznamů z klinické praxe, z nichž se zprůměrovala amplituda QRS komplexu. Tato hodnota spadá do rozmezí stanovené literaturou [3]. Tabulku a ukázkou analýzy lze nalézt v příloze C. Analýza je graficky totožná s obrázkem 22 a 23.

### 5.1.3 Transabdominální záznamy

Z dostupné databáze bylo vybráno 10 transabdominálních záznamů (ukázka příloha B, kompletní analýza se nachází v elektronické příloze). Z těchto deseti měření byla vypočítána průměrná amplituda QRS komplexu pro jednotlivé svody. Dostupné záznamy jsou pouze pro čtyř svodové EKG s předpokládanou polohou plodu PPHL. Dle těchto údajů byly odvozeny hodnoty pro simulaci transabdominálního zobrazení.



**Obrázek 22:** Ukázka analýzy reálných záznamů. Detekce QRS komplexu.



**Obrázek 23:** Ukázka výsledků analýzy reálných záznamů.

Na obrázku výše je uvedena ukázka analýzy signálu. Ta proběhla za pomoci programu ECG Feature Extractor, který je obsahem rozšíření Biomedical Toolkit pro vývojové prostředí NI LabVIEW. Program je výhradně v anglickém jazyce.

## 5.2 Realizace plodového EKG simulátoru

K realizaci generátoru EKG signálu je využito vývojového prostředí LabVIEW. Toto prostředí využívá grafického programovacího jazyka G. Programy vytvořené v tomto vývojovém prostředí se nazývají virtuální instrumenty. Dále jen VI. VI jsou tvořené dvěma základními prostředími. Čelním panelem a blokovým diagramem. Blokový diagram obsahuje funkční prvky programu a čelní panel je tvořen ovládacími a zobrazovacími prvky.

### 5.2.1 Čelní panel VI

Ve vývojovém prostředí označen jako „*Front panel*“. Je základem uživatelského rozhraní VI. Díky němu lze vytvořený program ovládat a rovněž sledovat výstupní informace, které jsou výsledkem blokového diagramu. Čelní panel lze rozdělit do dvou sekcí. A to části ovládací a zobrazovací. Zobrazovací část je možné dělit dle hlavních boxů VI, které jsou určeny pro jednotlivé zobrazovací metody.

#### 5.2.1.1 Hlavní rozdělení čelního panelu

Samotný čelní panel je rozdělen do 4 hlavních funkčních částí. K tomu byl využit box s horními záložkami.

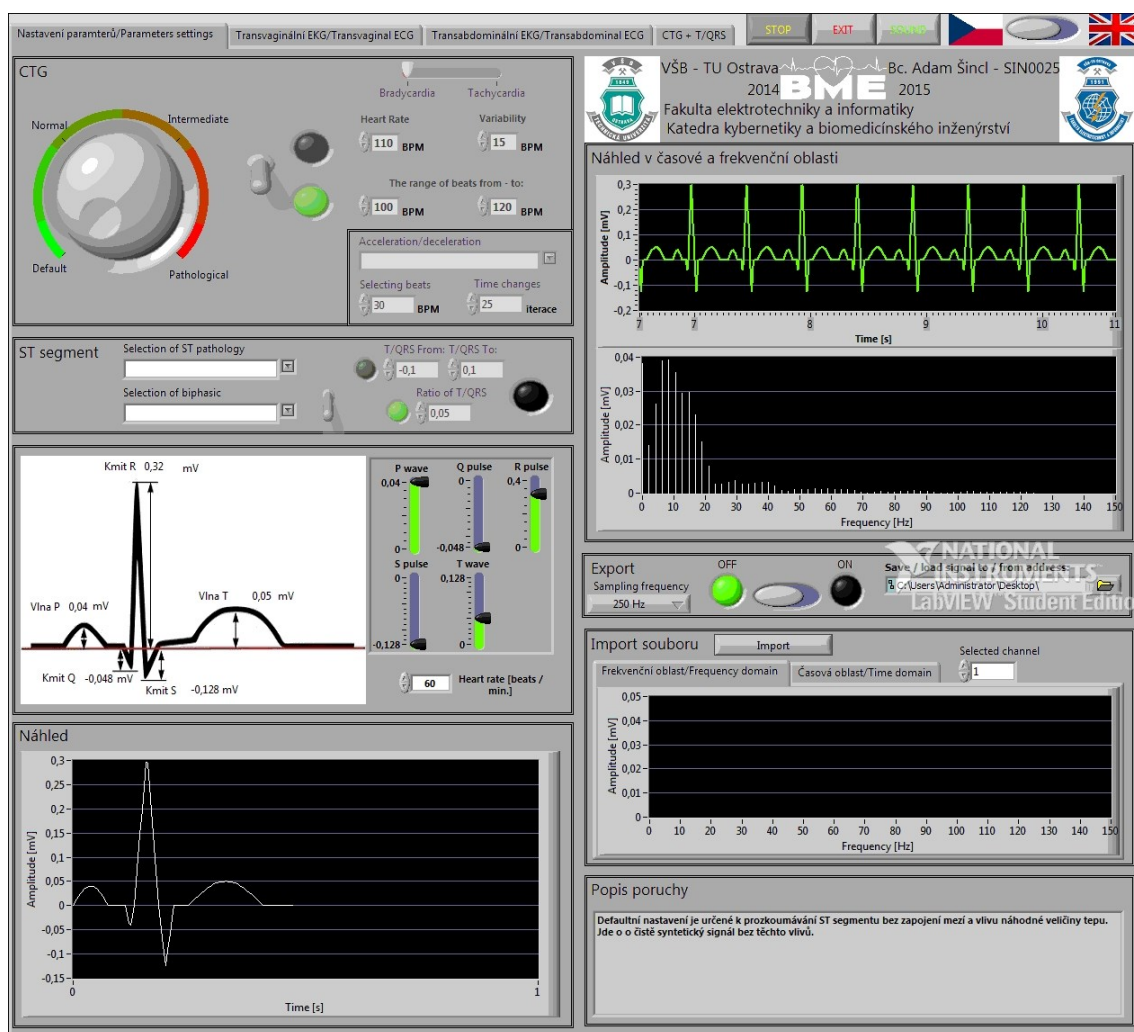
- *První záložkou* je **nastavování parametrů**. V ní je umožněno nastavit parametry tepu, amplitud, KTG a ST segmentu. Dále obsahuje náhled výsledné křivky a amplitudové spektrum signálu. Také obsahuje export signálu či zobrazení importovaného signálu. Doplnkovou funkcí je stručný popis aktivní poruchy.
- *Druhou záložkou* je **zobrazení transvaginální**. Tedy to, které je v klinické praxi zaznamenané speciální skalpovou elektrodou. V této záložce se nachází zobrazení v čase a amplitudové spektrum. Možností je i export záznamu do EDF formátu<sup>49</sup> a ilustrační obrázek principu měření.
- *Třetí záložka* má název **transabdominální zobrazení** a poukazuje na metodu neinvazivní. Toto snímání je v praxi realizováno za pomoci břišních elektrod. Záložka obsahuje nastavování parametrů tepu matky a plodu, zobrazení v čase a ve spektru, možnost volby zobrazení svodů a export dat. Opět je doplněno o ilustraci principu snímání.

---

<sup>49</sup> EDF formát - European Data Format (EDF) – je standardní formát pro záznam, uchovávání a výměnu biologických a lékařských vícekanálových signálů.

- Čtvrtá záložka slouží pro **zobrazení KTG a ST segmentu** a přibližuje se klasickému KTG/ST monitoru. Výstupem je zobrazení hodnoty tepu a poměru T/QRS v čase s podrobnou ilustrací, jak toto měření probíhá v klinické praxi. Dále se zobrazuje jedna perioda EKG vypočítána z 30 vzorků, jako je tomu ve skutečném ST monitoru.

Nad tímto rozčleněným boxem se nachází další funkční tlačítka. Tlačítko STOP, které umožňuje zastavení programu. Tlačítko EXIT je pro vypnutí programu. Tlačítko ZVUK dovoluje zvukově připomenout každou periodu. Posledním funkčním prvkem je tlačítko překladu z češtiny do angličtiny. Obrázky s kompletním pohledem na obsah jednotlivých záložek se nachází v příloze E.



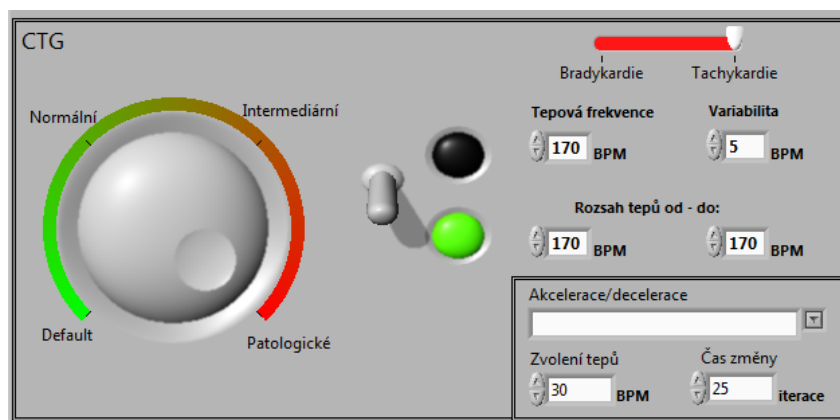
**Obrázek 24:** Čelní panel fEKG VI – záložka nastavení parametrů.

### 5.2.1.2 Ovládací prvky

Ovládací prvky programu lze obecně zahrnout do pěti skupin. **První skupinou** je ovládání KTG. Skládá se z otočného voliče, kterým lze volit mezi čtyřmi funkcemi. Prvním je „*Výchozí funkce*“ (*Defaultní*), která umožňuje volit tep konstantně bez vlivu náhodné veličiny nebo variability. Druhá hodnota je definována jako tzv. „*Normální stav*“. Ten stanovuje limity tepu platné klinickým doporučením FIGO a možnosti zadávání tepu dvěma způsoby. První možností je zadat tep a variabilitu, druhou možností je zadat tep v rozsahu, který si uživatel nastaví.

Další hodnotou je „*Intermediární stav*<sup>50</sup>“. Ten kromě toho, že definovaným způsobem upravuje limity tepů, rovněž otevírá nabídku přepínání stavu mezi tachykardií a bradykardií (kapitola 5.1.1).

Tato nabídka je otevřená i pro „*Patologický stav*“, který se chová stejně jako intermediární, vyjma rozdílu hodnot limitů tepu. Vedle otočného voliče KTG se nachází již zmiňovaný přepínač tachykardie a bradykardie. Pod ním se nalézá přepínač s možností volby způsobu zadávání tepu a číselné vstupy pro tepovou frekvenci. Ke KTG ovládání je přidružená funkce volby akcelerace a decelerace. Ta umožňuje v rámci počítání iterací spustit na určitou dobu rychlou změnu tepu dle nastavení uživatele. Volba je realizována rolovací nabídkou a číselnými vstupy pro zadání počtu tepů. Určuje to, o jakou hodnotu se tepová frekvence zvýší nebo poklesne. Obrázek bloku KTG lze nalézt pod číslem 25.

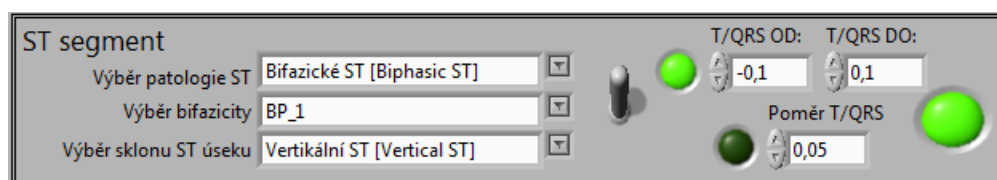


**Obrázek 25:** Volba KTG stavů, tepů, tachykardie, bradykardie, akcelerace, decelerace.

---

<sup>50</sup> Intermediární stav lze označit za stav přechodný. V tomto případě stav mezi normálním a patologickým stavem.

**Druhou skupinu** tvoří volba ST segmentu<sup>51</sup>. Ta obsahuje tři rolovací nabídky, z nichž jedna slouží pro volbu patologie ST segmentu. Obě nabídky obsahují volbu výchozí funkce. Která umožňuje nezávislé volby amplitud jednotlivých kmitů a vln. Další nabídky uzamykají volbu T vlny, neboť je algoritmem vázaná na obsažené patologie a hodnotu poměru komplexu QRS a zmiňované vlny T. V případě rolovací nabídky výběru patologie ST segmentu se dále hovoří o možnosti zadávat stavy od normálního ST po patologický až bifázický stav. Stavy se od sebe odlišují nárůstem poměru T/QRS a tvarem ST intervalu. Prostřední rolovací nabídka je aktivní v případě výběru bifázické patologie, a rozčleňuje bifázické stavy na tři základní stavy - BP1 až BP3. Výsledky těchto stavů lze nalézt v kapitole 3.3.1 a v příloze G. Doplnkovou nabídkou je možnost zvolit si tvar ST úseku. K volbě patologie ST se připojuje možnost volby poměru T/QRS<sup>52</sup> úseku. Ten lze ovládat v rámci zadání konkrétní hodnoty, která vlivem náhodné veličiny osciluje, anebo za pomoci volby rozsahu, ve kterém se bude poměr T/QRS pohybovat (obrázek 26Obrázek 26).

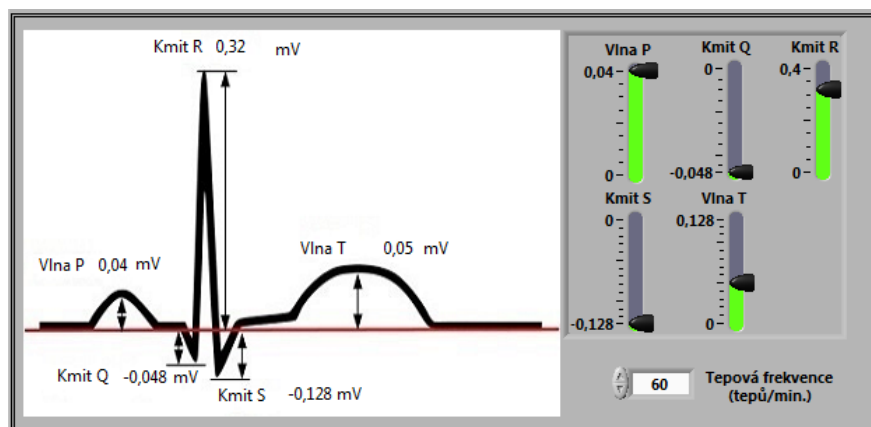


**Obrázek 26:** Rolovací nabídka volby ST patologie, bifázicity, sklonu ST úseku, přepínač poměru T/QRS (volí se rozsah od-do, nebo nastavení s jemnou oscilací kolem nastavené hodnoty).

**Třetí skupinou** jsou posuvné ovládací prvky pro volbu amplitud jednotlivých kmitů a vln. Tento prvek funguje nezávisle na ostatních volbách, krom jediné výjimky. A to při výše zmíněné volbě poměru T/QRS. Ta ovlivňuje výšku T vlny, a tudíž nemůže být vlna T volena posuvným ovladačem. Naopak při aktivní funkci poměru T/QRS lze měnit výšku T změnou amplitudy kmitu R a S, neboť tyto hodnoty figurují při výpočtu vlny T. Jednotky amplitud jsou uváděny v milivoltech. Mají vlastní číselnou a zobrazovací část za pomoci jednoduché ilustrace. V tomto ovládacím bloku je zahrnuta volba tepu při výchozím stavu KTG. Není limitní a neobsahuje náhodnou veličinu.

<sup>51</sup> ST segment je pojem zahrnující pod sebe izoelektrickou linii ST úseku a vlnu T.

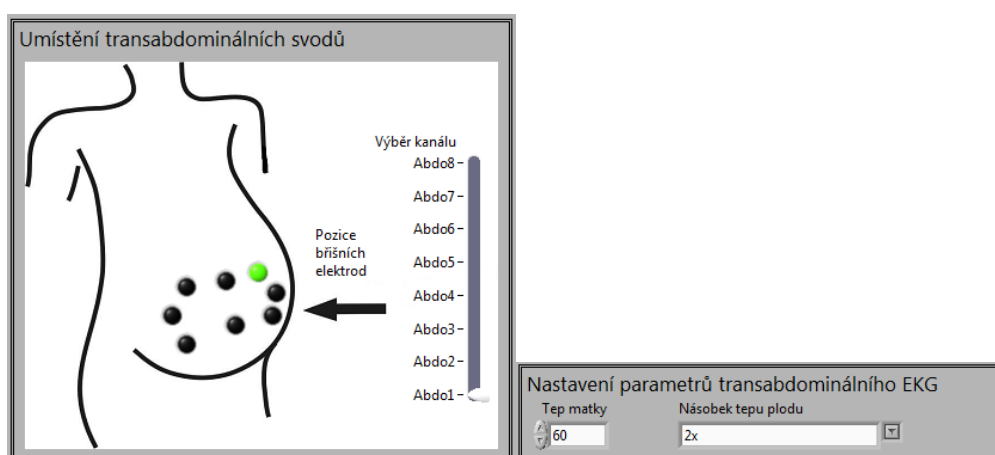
<sup>52</sup> Poměr amplitudy vlny T a amplitudy QRS komplexu.



**Obrázek 27:** Nastavování amplitud a tepu při výchozím nastavení KTG, s číselným zobrazením.

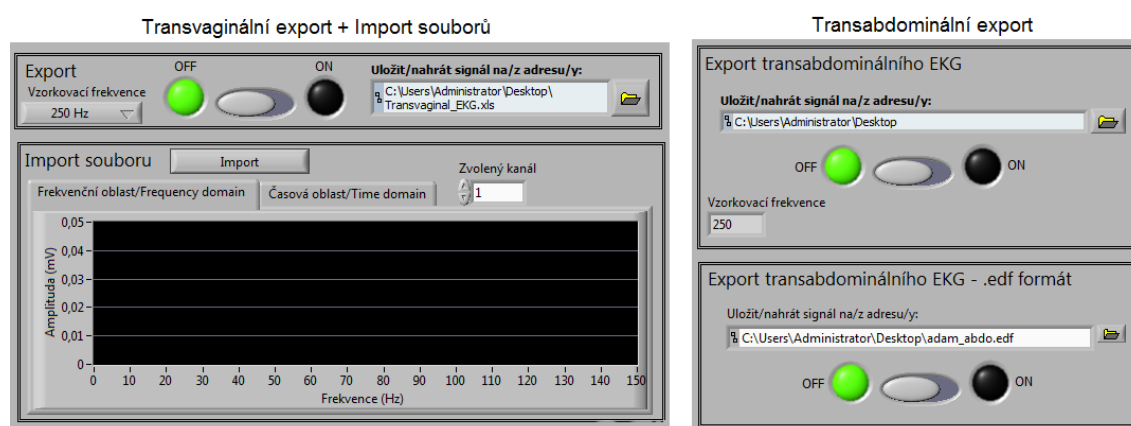
Čtvrtou ovládací skupinou je volba parametrů u transabdominální simulace. Zde lze nastavovat tep matky a tep plodu. Tep plodu lze nastavovat pomocí rolovací nabídky a pouze jako násobek tepu matky. Tedy například pokud je mateřský tep 60 bpm a zvolí se dvojnásobek tepu plodu, bude mít plod tepovou frekvenci 120 bpm. Možností je volba dvoj a trojnásobku tepu. Tato volba vychází z konstrukčního omezení programovacího prostředí, kdy nebylo možné rozumným způsobem libovolně volit tep plodu, jelikož docházelo k špatnému navzorkování celkového transabdominálního signálu, deformaci časové osy a špatnému vykreslení.

Ačkoliv se pracovalo na převzorkování a eliminaci chyby, nedošlo se k žádnému jinému rychlému východisku z problému, než stanovit v podstatě pevně danou tepovou frekvenci plodu. Nastavení parametrů je zobrazeno na obrázku 28. K této skupině patří ovládání svodů transabdominálního snímání. Rozsah volby je od svodu 1 až po svod 8 (Abdo 1 až Abdo 8). K této volbě je přidružena ilustrace aktivního svodu (obrázek 28).



**Obrázek 28:** Volba svodů a tepové frekvence při transabdominálním snímání.

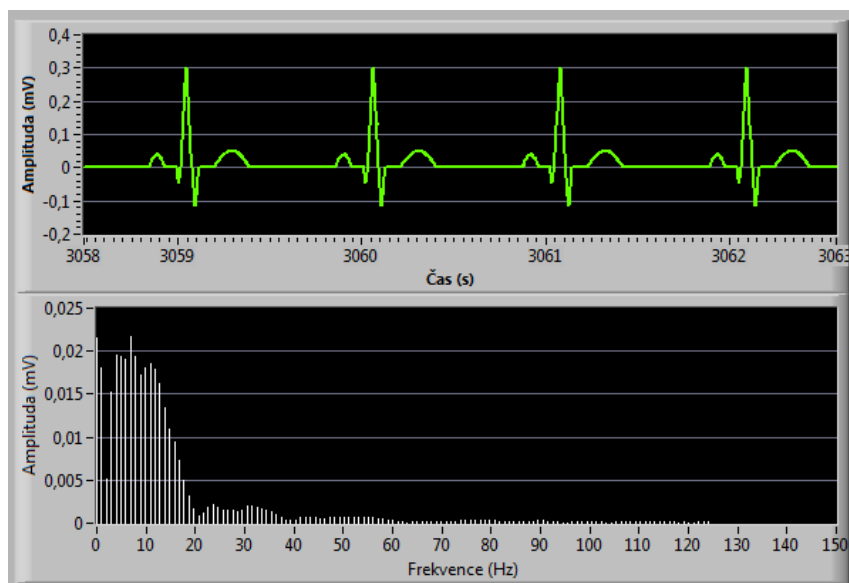
**Pátou skupinou** ovládacích prvků je volba exportu a importu souborů. Tato skupina se dělí na podskupiny a charakterizuje ji formát výsledných exportovaných souborů. První je export do formátu Excel. Dalším způsobem je export souboru ve formátu EDF. Tato volba se nachází v kartě transvaginálního snímání. S exportem je spojena funkce importu souboru do programu. Používá stejnou zadávací cestu souborů a jeho ovládacím prvkem je volič kanálů. V případě, že má importovaný soubor více kanálů, lze ho tímto voličem vybrat a zobrazit.



**Obrázek 29:** Nabídka exportu a importu.

### 5.2.1.3 Zobrazovací prvky

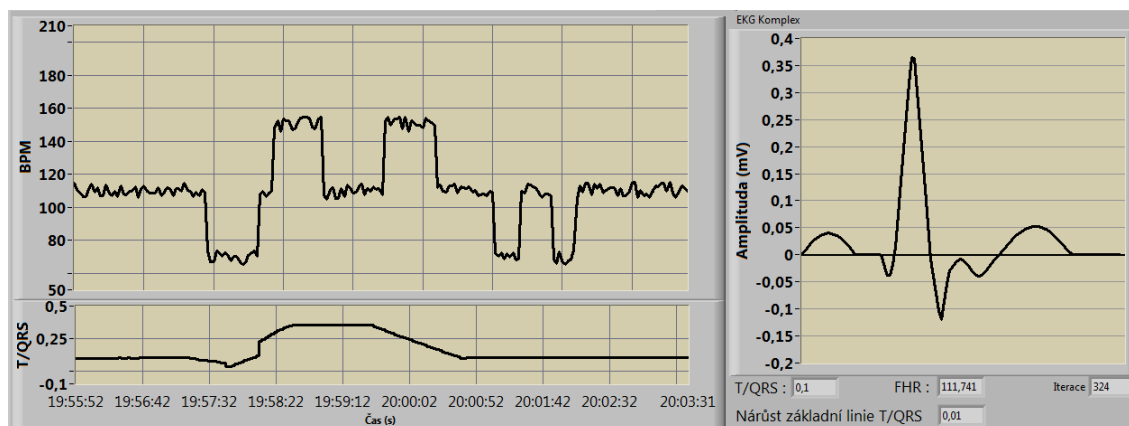
Zobrazovací prvky programu lze definovat třemi skupinami. První skupinou jsou časové a frekvenční průběhy generovaných signálů. Příkladem obrázek 30. Tímto zobrazením disponuje transvaginální, transabdominální snímání, import a náhled.



**Obrázek 30 :** Zobrazení signálu v časové (nahore) a frekvenční (dole) oblasti.



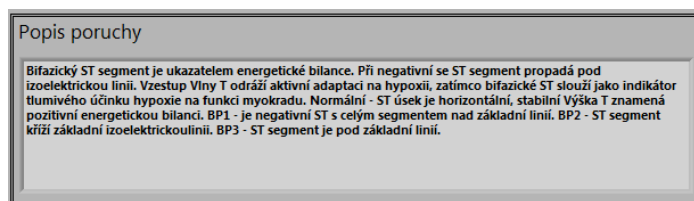
Výjimku tvoří zobrazení KTG s ST monitorem. Je specifické tím, že nezobrazuje EKG křivku, ale pouze hodnotu tepu a poměr T/QRS číselně a jako křivku proloženou v čase. Přidružená funkce monitoru je projekce 30 vzorků periody EKG křivky.



**Obrázek 31:** KTG a ST zobrazení.

Druhou skupinou jsou doprovodné ilustrace ke každé metodě, které usnadňují pochopení principu metody. Vysvětlují metodiku, díky které simulovaný signál v reálném světě vzniká. Doprovodné ilustrace jsou k vidění v příloze E.

Posledním zobrazovacím mechanismem je popis poruchy. Nachází se v první záložce – Nastavení parametrů a složí jako doprovodná vysvětlivka. Obsah je prezentován jak v českém, tak i anglickém jazyce.



**Obrázek 32:** Popis zvolené poruchy.

## 5.2.2 Blokové schéma VI

Kompletní blokový diagram simulátoru fEKG lze nalézt vzhledem k svým rozměrům pouze v elektronické příloze v dodaném DVD.

Celý blokový diagram, tedy téměř celá funkční část programu je zahrnuta ve smyčce *While loop*. Tato funkce zajišťuje opakování algoritmu do doby, než bude zastavena ukončovací podmínkou. Ta je definovaná ukončovacím tlačítkem, které lze vybrat z funkční palety prvku.

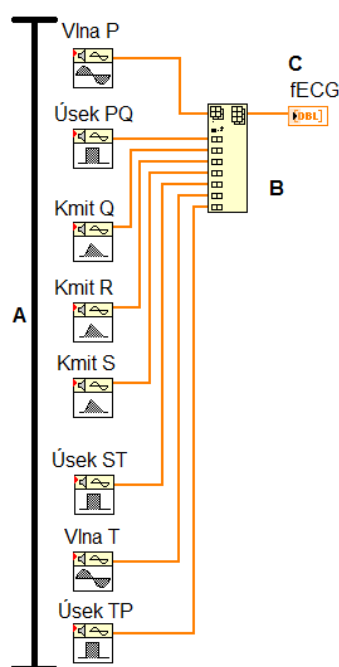
Nad touto funkční smyčkou je druhá smyčka sloužící pro překlad a volání funkce exportu. Její výhodou je opakování smyčky pouze v případě stisknutí tlačítka, které volá funkci obsaženou ve smyčce. Díky tomu lze například soubor překladu volat pouze jednou v případě potřeby přeložit program. Dále se smyčka už nespouští a snižuje tak operační náročnost programu. To by neplatilo v případě, kdyby se soubor překladu nacházel v hlavní smyčce. Způsobilo by to načítání souboru překladu rychlosti rovné vzorkovací frekvenci.

Základem celého programu je posloupnost funkcí, jejichž zdrojem jsou funkční generátory. Ty tvoří jednotlivé segmenty EKG křivky. Skupina funkčních generátorů se ve vývojovém prostředí nazývá *Signal generation*. Z této skupiny byly ke tvorbě programu využity funkce:

- **Sine pattern** – generátor sinusového průběhu. Slouží ke tvorbě vlny P a T. K tomu aby byla zobrazena pouze horní půl vlna, je parametr *cycles* snížen z hodnoty 1 na hodnotu 0,5.
- **Triangle pattern** – generátor trojúhelníkového průběhu. Díky němu lze vytvořit kmity komplexu Q, R, S. K tomu aby jednotlivé kmity na sebe navazovaly, je nutné nastavit asymetrii jednotlivých kmitů dle literatury [3]. A to na  $Q_{asymmetry} = 0,2$ ;  $R_{asymmetry} = 0,5$ ;  $S_{asymmetry} = 0,3$ .
- **Pulse pattern** – pulsní (obdélníkový) generátor. Slouží k tvorbě úseků PQ, ST, TP. Jelikož simuluje izoelektrické úseky, je amplituda obdélníku nastavena na nulovou hodnotu.

Základními parametry pro všechny funkce generátorů je amplituda a počet vzorků (přeneseně délka trvání). Tyto parametry lze v průběhu simulace libovolně měnit a tím ovlivňovat délku a amplitudu EKG křivky.

Všechny tyto funkce je nutno zařadit jednotlivě za sebe a tím získat ucelenou EKG křivku. O to se stará funkce *Insert into Array*. Tento blok řadí jednotlivé úseky za sebe do jednorozměrného pole.



**Obrázek 33:** A) Sestava generátorů tvořící EKG křivku, B) funkce *Insert into array*, C) výstupní signál.

Každý z úseků EKG křivky je specifickým způsobem závislý na tepové frekvenci (pro tepovou frekvenci číselný ovládač *Numeric control*). Specifikace tohoto jevu je ošetřena sestavou rovnic, které tento vliv popisují. Ačkoliv je vývojové prostředí LabVIEW graficky programovatelné, struktura *Formula Node* umožňuje zápis rovnic do programu. Tyto vztahy 6.1 – 6.6 jsou převzaty z literatury [3].

$$t_P = -0,21 \cdot TF + 102,90 \quad (\text{ms}) \quad (6.1)$$

$$t_{PQ} = -0,45 \cdot TF + 88,9 \quad (\text{ms}) \quad (6.2)$$

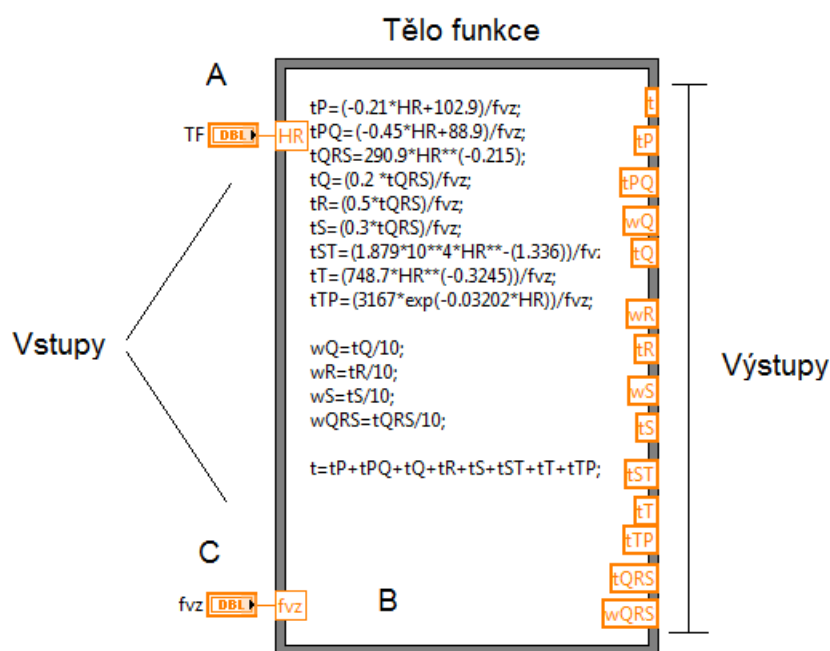
$$t_{QRS} = 290,9 \cdot TF^{-0,215} \quad (\text{ms}) \quad (6.2)$$

$$t_{ST} = 1,879 \cdot 10^4 \cdot TF^{-1,336} \quad (\text{ms}) \quad (6.2)$$

$$t_T = 748,7 \cdot TF^{-0,3245} \quad (\text{ms}) \quad (6.2)$$

$$t_{TP} = 3\,167 \cdot e^{-0,03202 \cdot TF} = 3\,167 \cdot \exp(-0,03202 \cdot TF) \quad (\text{ms}) \quad (6.6)$$

Kde  $t$  je čas trvání jednotlivých úseků a  $TF$  (bpm) je vložení tepové frekvence.



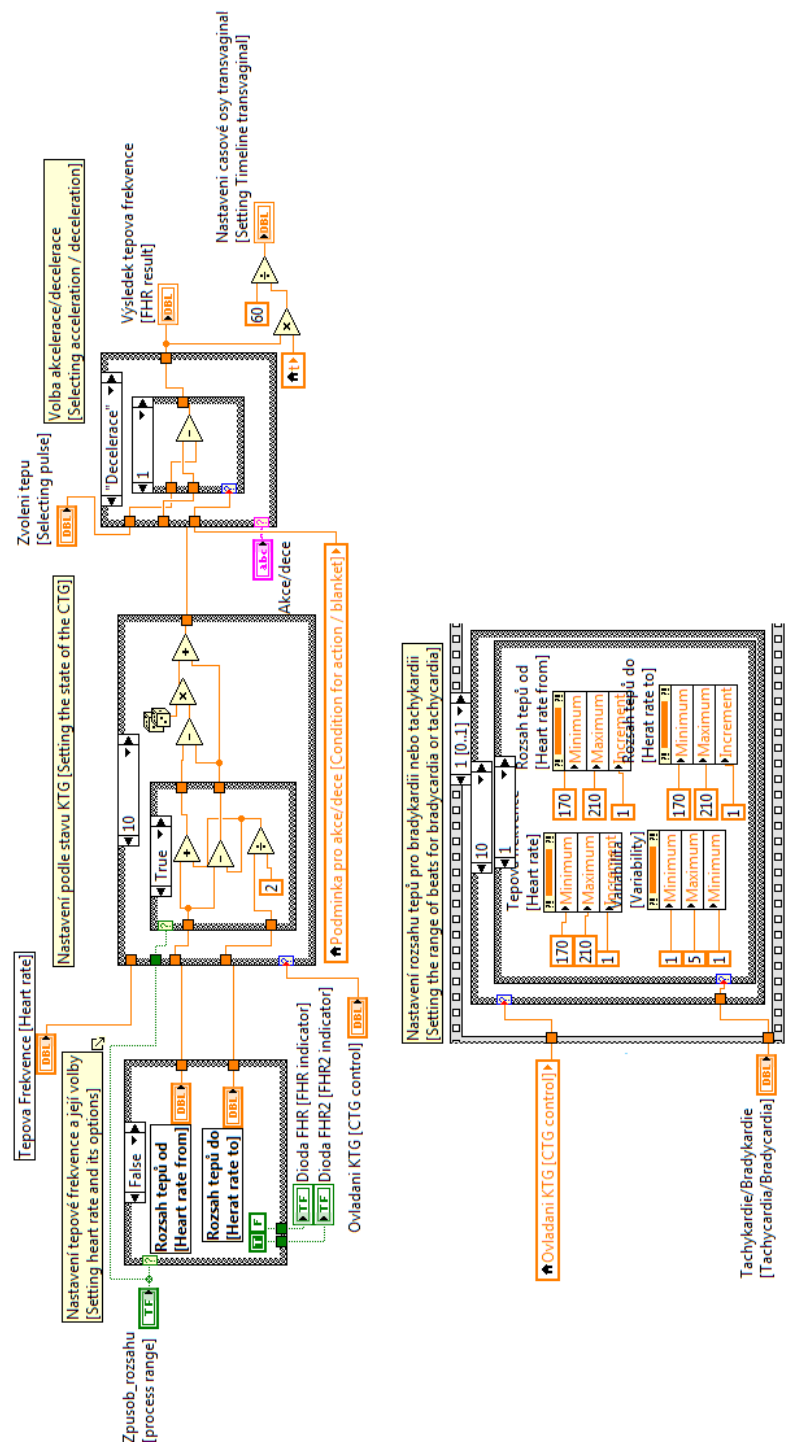
**Obrázek 34:** A) *Numeric control* – vstup do bloku *Formula node* platný pro zadání hodnoty tepové frekvence (v bpm) B) tělo funkce (algoritmus výpočtu) *Formula node*, C) vstup do bloku *Formula node* platný pro zadání hodnoty vzorkovací frekvence.

### 5.2.2.1 Hlavní části blokového diagramu

Hlavní smyčka programu je relativně obsáhlá svým programovým vybavením. V rámci lepší orientace v programu byly komponenty obsažené v hlavní smyčce strukturovány do sub bloků, které se člení v podobné architektuře jako čelní panel.

Celou smyčku lze sektorovaně rozdělit na oblast KTG – úpravy limitů tepu a způsobu generování výsledné tepové frekvence. Dále na oblast transvaginálního a transabdominálního zobrazení. A poslední strukturou je export a import dat. Okolo těchto velkých oblastí se pohybují pomocné. Slouží například jako posuvné registry, čítače iterací, generátor zvuku aj.

**Oblast KTG a ST monitoru** je první strukturou, která byla vytvořena po vzniku základního generátoru EKG signálu. Celkový pohled na strukturu KTG je na obrázku níže. Tato struktura má za následek generování výsledné tepové frekvence, se kterou posléze pracuje celý program.



Obrázek 35: Oblast KTG blokového diagramu.

KTG se dále rozšířilo o ST monitor. Tedy zobrazení progresu ST úseku jak číselnou hodnotou, tak vizuálním pohledem na jednu periodu EKG křivku. Dle literatury [3] a [4] se zobrazuje průměr z 30 vzorků period EKG. Z toho důvodu vznikly posuvné registry pro EKG komplex a hodnotu poměru T/QRS, ze kterých je posledních 30 vzorků zprůměrováno.

The screenshot displays the 'CTG + T/QRS' software interface, which is used for processing and analyzing fetal heart rate (CTG) and T/QRS signals. The interface is organized into several functional blocks:

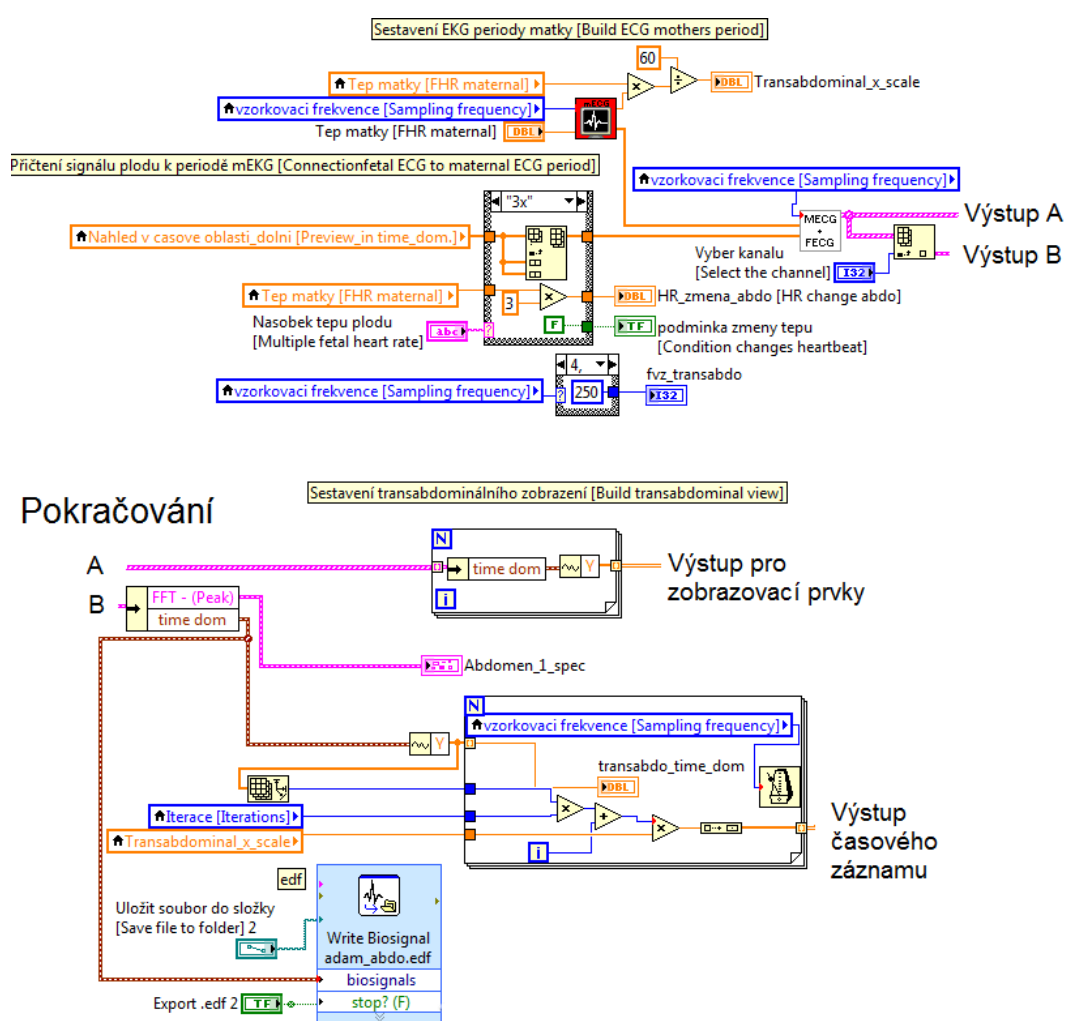
- Top Panel:** Contains a 'Box metody' (Methods box) and a 'Zobrazení CTG' (CTG Display) section. The display shows a 30-second sample of T/QRS signals, the resulting FHR (Fetal Heart Rate) result, and a condition change (HR change) indicator.
- Control Panels:**
  - Sampling Frequency:** A panel for setting the sampling frequency, with a 'Výběr patologie ST' (ST Pathology Selection) dropdown.
  - ST Interval Selection:** A panel for selecting the ST interval, with a 'Výběr šířky ST' (ST Width Selection) dropdown.
  - Amplitude Setting:** A panel for setting the amplitude, with a 'Výběr sklonu ST intervalu' (ST Interval Slope Selection) dropdown.
- Signal Processing and Analysis:**
  - Reference Signal:** A section for setting the reference signal, including a 'Dioda ST' (ST Diode) indicator.
  - Output Value of T/QRS Ratio:** A section for setting the output value of the T/QRS ratio, including a 'Výběr vlna' (Wave Selection) dropdown.
  - Spectral Analysis:** A section for spectral analysis, including a 'Spectrum transvaginal' (Transvaginal Spectrum) plot and a 'Spectrum transvaginal\_nahled' (Transvaginal Spectrum Preview) plot.
- Bottom Panel:** Contains a 'Nastavení amplitudy vln a kmitů' (Setting the amplitudes of waves and oscillations) section, a 'Náhled v časové oblasti dolní' (Preview in time domain) plot, and a 'Vzorkovací frekvence' (Sampling frequency) plot.

The interface is designed to provide a comprehensive view of the CTG and T/QRS signals, allowing for detailed analysis and interpretation of fetal heart rate data.

54

Třetí důležitou oblastí blokového diagramu je **transabdominální struktura**. Ta je podobně jako předešlá tvořena vstupními proměnnými, které jsou zdrojem informací pro další důležité sub komponenty. První *sub VI* má název MEGC.

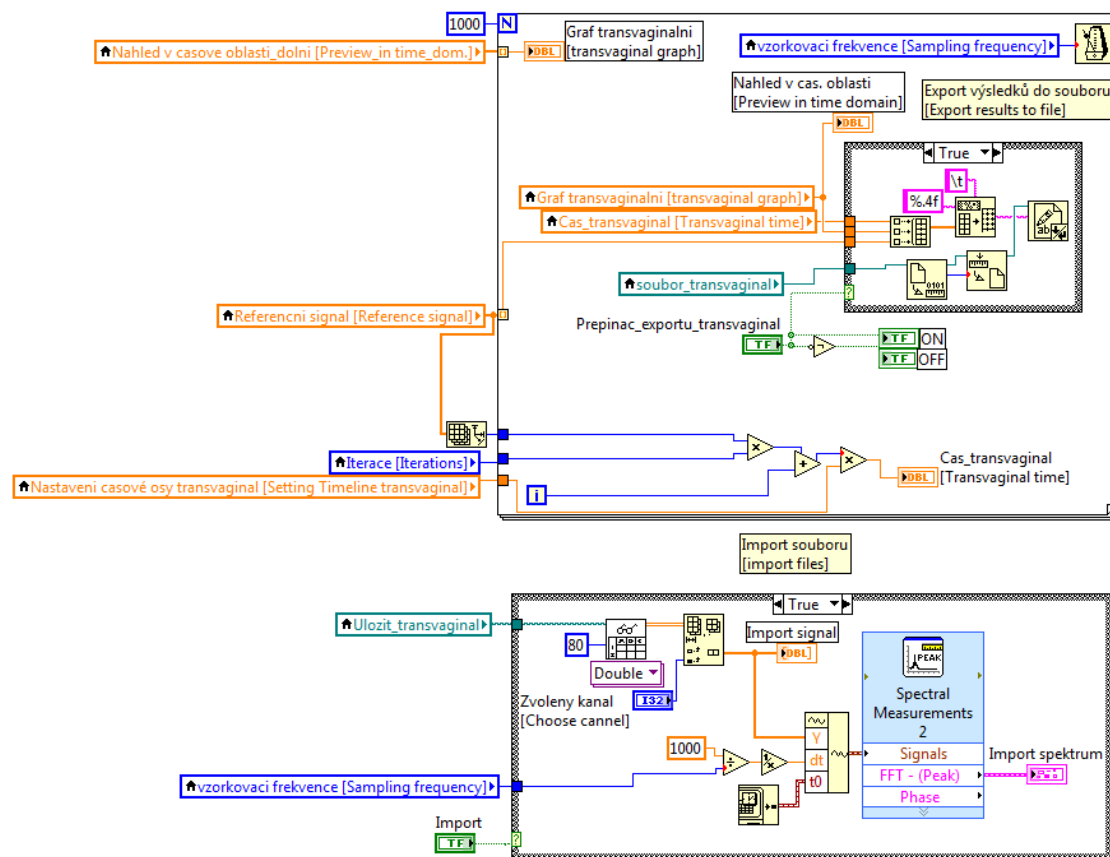
Jde o vlastní generátor mateřského EKG. Jeho úkolem je dodávat konstantní EKG signál s konkrétně danými parametry. Výsledné generované EKG putuje do směšovače signálů. Toto *sub VI* je hlavním prvkem této struktury, protože spojuje výše zmíněný plodový signál a mateřský. Tento směšovací blok, krom součtu obou signálů, rovněž upravuje výsledný signál za pomoci funkčních bloků tak, aby bylo dosaženo co nejvěrnějšího napodobení parametrů ve srovnání s reálnými záznamy. Výsledkem je výstupní 2D pole<sup>53</sup>, jehož projekci zabezpečují zobrazovací prvky. Náhled na tento blok je na obrázku níže.



**Obrázek 37:** Struktura transabdominálního bloku.

<sup>53</sup> 1D pole – jedno-dimenzionální pole hodnot. Lze popsat jako sloupec hodnot.

Celý program zakončuje poslední důležitá struktura. Je jím export a import dat. Tyto bloky se starají o exportování dat ve formátu Excel. A naopak jsou zodpovědné za importování dat ve stejném formátu.



Obrázek 38: Struktura bloku pro export a import.

### 5.2.2.2 Sub komponenty (*sub VI*) programu

Jak již bylo výše zmíněno, v programu jsou obsaženy pod programy, které tvoří hlavní články velkých struktur. Svým rozsahem lze hovořit o malých komponentech pro výpočet poměru T/QRS až po velké bloky zahrnující většinu patologických poruch.

- **Poměr T/QRS:**

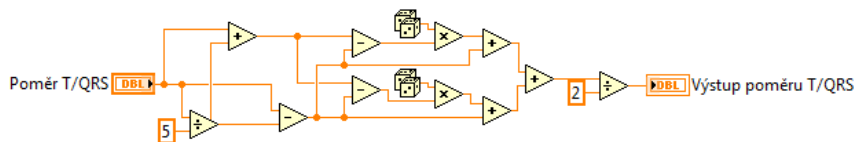
Jde o velmi jednoduché *sub VI*, které slouží ke generování čísla udávajícího poměr vlny T k součtu absolutních hodnot kmitů R a S. Aby nešlo čistě o konstantní číslo zadané uživatelem, byla do generátoru tohoto poměru zakomponována náhodná veličina.



Ikona bloku T/QRS v blokovém diagramu

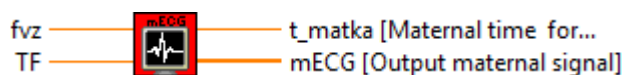


Blokový diagram



**Obrázek 39:** Náhled na komponentu T/QRS.

- **Generátor mateřského EKG:**



**Obrázek 40:** Ikona generátoru mEKG v blokovém diagramu.

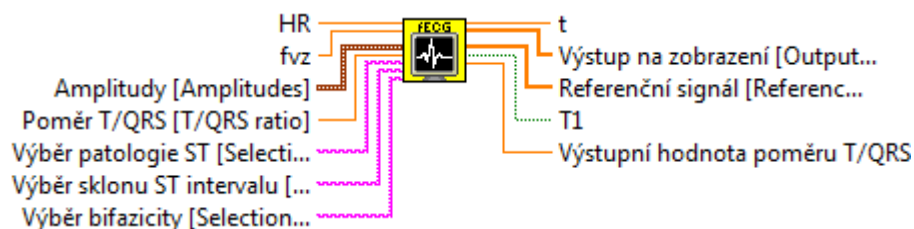
Jeho úkolem je generovat EKG, jehož parametry vychází z obvyklého modelu monitorování EKG u dospělého člověka. Tím jsou myšleny velikosti amplitud. Ty odpovídají hodnotám, které byly prezentovány v literatuře [1], [3], [6] a jsou neměnné. Vstupními proměnnými hodnotami pro tento generátor je vzorkovací frekvence a tepová frekvence. Blok obsahuje stejné komponenty generování signálu jako v případě obrázku 33 Obrázek 33 a 34.

Amplitudy generátorů simulující vlny jsou zde neměnné. Tep (TF) a vzorkovací frekvenci (fvz) si uživatel nastavuje sám. Výstupem je konstantní EKG signál.

Výsledkem je 1D pole hodnot, které se spojuje v dalším bloku s plodovým EKG. Blokový diagram a čelní panel této sub komponenty lze nalézt v příloze F.

Výstupem z generátoru je i hodnota počtu vzorků. Ta je zdrojem při kalibraci časové osy. Toto sub VI bylo vytvořené v důsledku úspory místa v hlavní smyčce programu. Obsahuje strukturu *formula node*, která je určena pro rovnice vypočítávající počet vzorku při nastavené tepové a vzorkovací frekvenci. Svým obsahem zabírá dosti objemné místo, které by nebylo náležitě využito. Vytvořením takovéto komponenty byl výsledný program více zpřehledněný.

- **Generátor plodového EKG:**



**Obrázek 41:** Ikona generátoru fEKG v blokovém diagramu.

Jedná o nejkomplexnější blok v celém programu. Krom toho, že je generátorem EKG signálu, se taktéž stará o všechny patologické děje, které celý tento program charakterizuje. Znamená základ celé této práce. Vstupními parametry je vzorkovací frekvence, tepová frekvence, poměr T/QRS a hodnoty amplitud, výběr patologie, sklonu ST úseku a také výběr bifázicity.

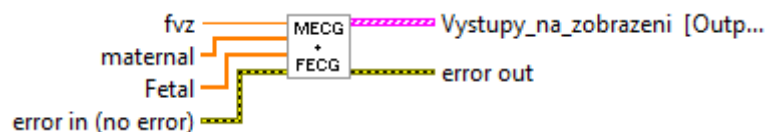
Amplitudy jsou v tomto případě volitelné uživatelem pomocí posuvných ovladačů, a maximum rozsahu odpovídá rozmezím uvedeným v literatuře [3]. (viz kapitola 5.2.1.2). Tepová frekvence je přivedena z úpravy hodnoty podle KTG (viz kapitola 5.2.1.2). Dále je obsahem tohoto bloku generátor referenčního signálu.

Je charakteristický tím, že používá stejné hodnoty amplitud jako generátor, který je použitý pro patologické poruchy. Není však zasažen vlivem patologických poruch. Jeho důvodem existence je možnost srovnání signálů zatížených a nezatížených patologickými poruchami.

Je to nástroj k analýze vlivů patologických poruch v časovém a frekvenčním zobrazení. Tento referenční signál se v simulátoru nezobrazuje, pouze se exportuje s transvaginálním EKG do jednoho souboru. Jak bylo výše zmíněno, obsahuje tento blok veškeré patologické poruchy.

Výstupem je tedy signál EKG postižený patologií, referenční signál, výstupní hodnota poměru T/QRS, počet vzorků (t). Podmínka T1 je zdrojem instrukce k ovládání dalších prvků jako například diod signalizujících zapnuté či vypnuté prvky. Náhled na blokový diagram tohoto bloku lze nalézt v příloze F.

- Směšovač plodového a mateřského EKG:



**Obrázek 42:** Ikona směšovače mEKG + fEKG v blokovém diagramu.

Jak název napovídá, tato struktura umožňuje smísení mateřského signálu s plodovým. Prvním krokem jsou vstupní parametry, kterými jsou kromě výše zmiňovaných signálů, taktéž vzorkovací frekvence.

Tyto vstupní signály prochází dělením, které upravuje poměr všech amplitud tak, aby odpovídaly parametrům naměřených reálných záznamů (tabulka 7, příloha B).

Dále aby korelovaly s výše zmíněnou metodou rozmístění svodů, která je zveřejněna v kapitole 5.3.2.

Ve výsledku to znamená, že jednotlivé svody odpovídají amplitudou reálným záznamům, ale amplituda „peak to peak“<sup>54</sup> plodového signálu nesmí překročit 60uV. V souvislosti s rozložením polohy svodů je mateřský signál ovlivněn FIR filtrem, který zabezpečuje zpoždění signálu.

Mateřský signál zpozdí v řádu jednotek až desetin milisekund. Ačkoliv nelze toto zpoždění s jistou přesností změřit, po konzultaci s vedoucím práce byly použity proměnné parametry řádu filtru pro zpoždění signálu.

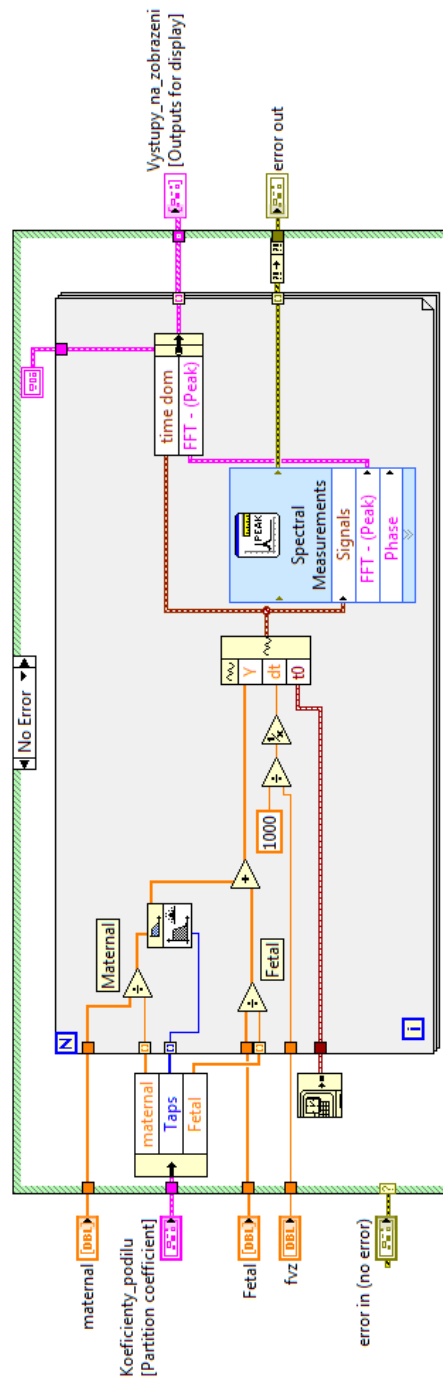
Zpoždění se realizovalo v řádu milisekund a vychází z principu šíření potenciálů prostředím. Výsledný zpožděný mateřský signál se s plodovým jednoduše sečte. Tento signál poté slouží jako výstup pro zobrazovací prvky transabdominální simulace.

Výstupem *sub VI* je 2D pole hodnot. Je výsledkem simulace osmi svodů, které jsou zobrazovány v kartě transabdominální metody. Jednotlivé svody jsou voleny posuvníkem (kapitola 5.2.1.2)

Vedlejší zpracování probíhá za pomoci analýzy FFT. Ta zprostředkovává informace pro vykreslení amplitudového spektra signálu. Amplitudové spektrum je velmi dobrým instrumentem při pozorování signálu a jeho změn. Jednotlivé amplitudy spektra mohou specificky odrážet fyziologické a patologické projevy.

---

<sup>54</sup> Peak to peak hodnota je považována za hodnotu od vrcholu k vrcholu například bifázické křivky.



**Obrázek 43:** Blokový diagram směšovače fECG + mECG.

## 5.3 Realizace patologických poruch

Klasifikace hypoxických poruch je průnikem analýzy tepové frekvence a úseku ST. Je tedy potřeba se na tyto parametry dívat odděleně a přitom znát vlastnosti a důsledky koexistence obou fenoménů. V dalších kapitolách budou vysvětleny mechanismy pro generování patologického EKG signálu.

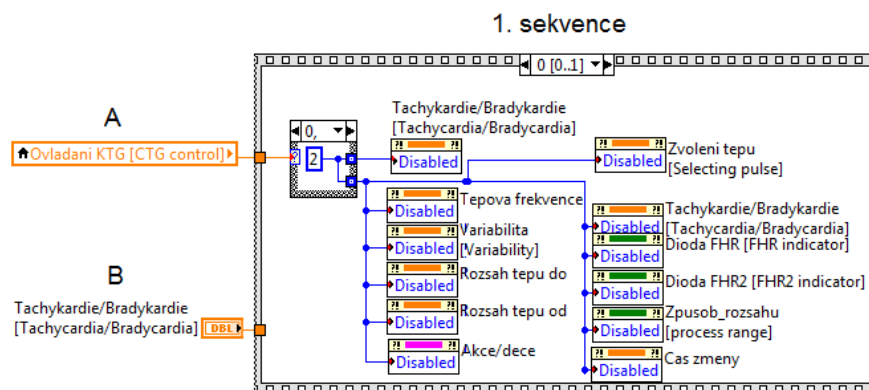
### 5.3.1 Změny tepové frekvence při patologiích

V kapitole 4.1 byl vysvětlen parametr tepové frekvence. Byly klasifikovány stavy hodnotící patologické poruchy a k nim přiřazeny hodnoty tepové frekvence plodu a jejich změny. Hovoří se o velikosti frekvence, variability, prudkého klesnutí nebo vzestupu (akcelerace/decelerace) a době po kterou tyto stavy trvají.

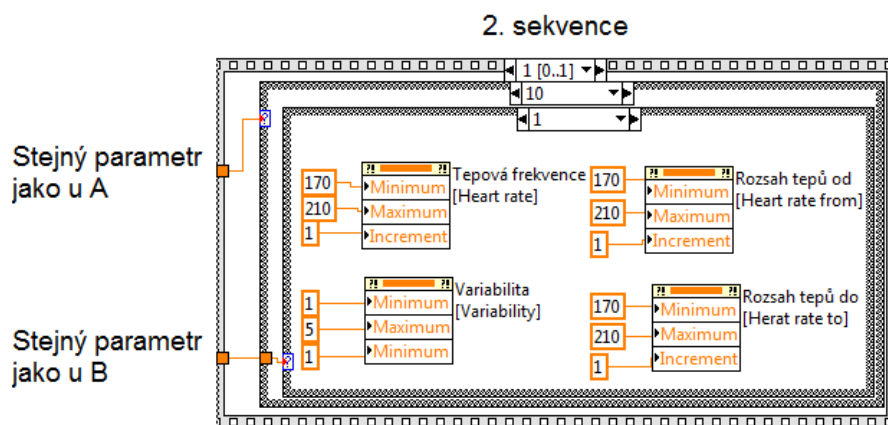
- **Změna tepové frekvence: limity**

Charakterizují rozsah, v jakém je možné nastavovat tepovou frekvenci v daném stavu. Limity jsou odvozené z tabulky 1. V případě, že si uživatel vybere stav od normálního po patologický, bude vždy limitován rozsahem stanoveným výše zmíněnou tabulkou.

Limity jsou obsahem struktury *Case* a ta je obsahem struktury *Sequence*. Výskyt struktury *Sequence* je pouze z důvodu ušetření místa blokového digramu. 1. sekvence obsahuje grafické povely, které určují aktivitu jednotlivých ovládacích prvků v KTG bloku. 2. sekvence již obsahuje zmíněnou strukturu limit *Case*. Její činnost je ovládána voličem patologií KTG (obrázek 25) a v případě intermediární a patologické poruchy i podélným ovladačem bradykardie a tachykardie (podrobněji níže).



Obrázek 44: 1. sekvence pro grafické pokyny.

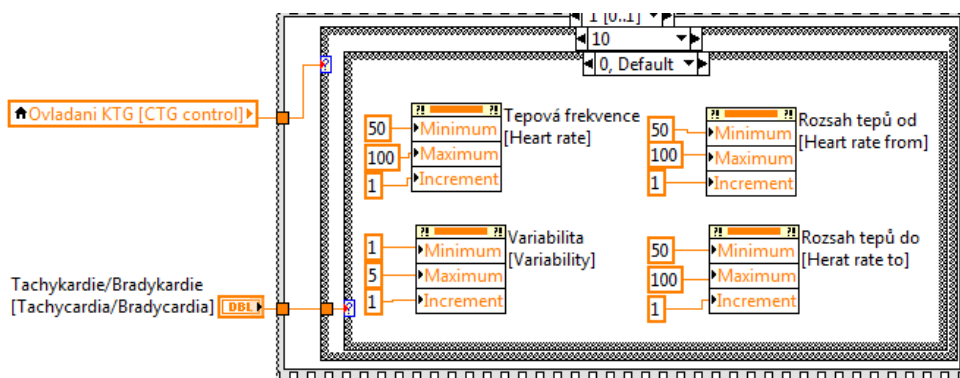


**Obrázek 45:** 2. sekvence pro limity tepové frekvence.

V dalším bodě bude vysvětlen další prvek ovládání těchto limitů. Neboť v případě výběru stavu pomocí KTG ovládání se zpřístupní nabídka, která specifickým způsobem ovlivňuje rozsah.

- **Změna tepové frekvence: bradykardie, tachykardie**

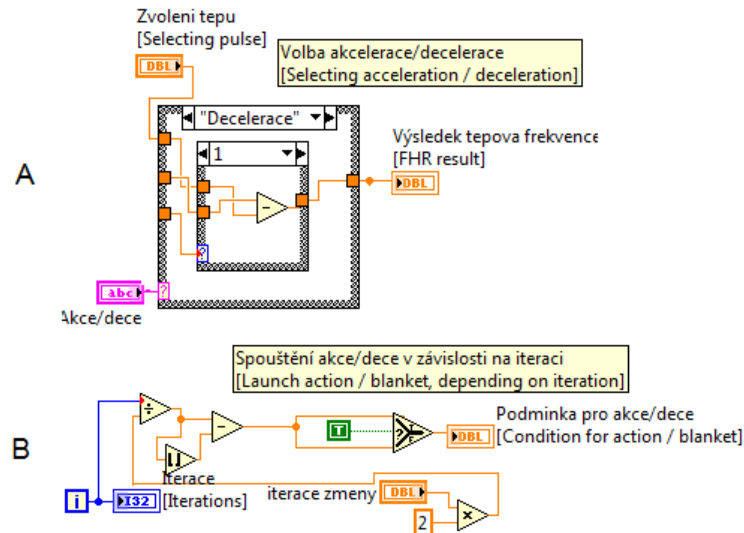
V případě bodu jedna byly stanoveny limity. Nyní se limity rozšíří. Pokud se nastaví stav KTG na hodnotu – normální, budou limity omezovat pouze zadání tepové frekvence. Pokud se mimo normální stav nastaví ovladač do polohy intermediární nebo patologický, limity se rozšíří na nabídku tepové frekvence ovládající bradykardii a tachykardii. Omezení jsou rozdílná pro každou z možností v každém jednotlivém stavu. Jsou opět odvozeny z tabulky 1. Nachází v podstruktuře Case, která je obsahem výše zmíněné struktury *Sequence* a *Case*. Je ovládána podélným voličem (viz kapitola 5.1.1.).



**Obrázek 46:** Náhled na limity bradykardie a tachykardie.

- **Změna tepové frekvence: akcelerace, decelerace**

V předchozích bodech byly stanoveny limity a volba tachykardie a bradykardie. Nad tím vším je posazená nabídka možnosti akcelarovat tep nebo ho nechat snížit o požadovaný počet tepů na požadovanou dobu, která je charakterizována počtem iterací. Neomezují ji žádné limity a je jen na uživateli o kolik zvýší nebo sníží tep, a jak dlouho bude tento stav trvat. Jde totiž o jeden z důležitých diagnostických poznatků v klasifikaci patologií spolu s variabilitou.

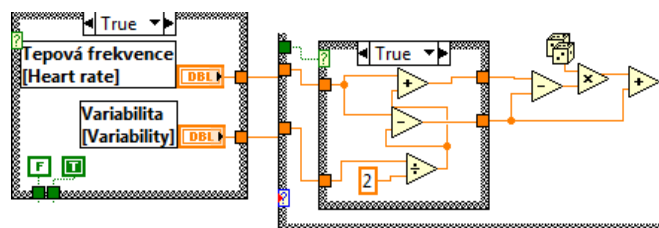


**Obrázek 47:** A) Struktura výkonu funkce, B) časování pro výpočet doby trvání funkce.

Vážnost těchto aspektů je zodpovězena v kapitole 4.1 a analýza z reálných záznamů je v kapitole 5.1.1 a v příloze A. Blok akcelerace a decelerace je složen ze dvou částí. 1. počítá iterace a klade podmínku vykonání v závislosti na zvolení času provedení funkce. Druhý blok je struktura typu *Case*, která zahrnuje provedení změny tepu. Na obrázku výše je zobrazena decelerace. Akcelerace má změnu pouze v použité funkci. Místo odečítání je použito přičítání.

- **Změna tepové frekvence: variabilita**

Variabilita je jedním z nejdůležitějších parametrů hodnotících výsledek z KTG měření. Projevy variability a vysvětlení pojmu lze nalézt v kapitole 4.1. Analýzu reálných záznamů spolu s parametrem variability lze vidět v příloze č. A. Volba variability je podmíněna způsobem zadávání tepové frekvence. Volí se mezi dvěma způsoby (více v kapitole 5.2.1). Variabilita je zasazena do struktury *Case*.



**Obrázek 48:** Funkční bloky variability.

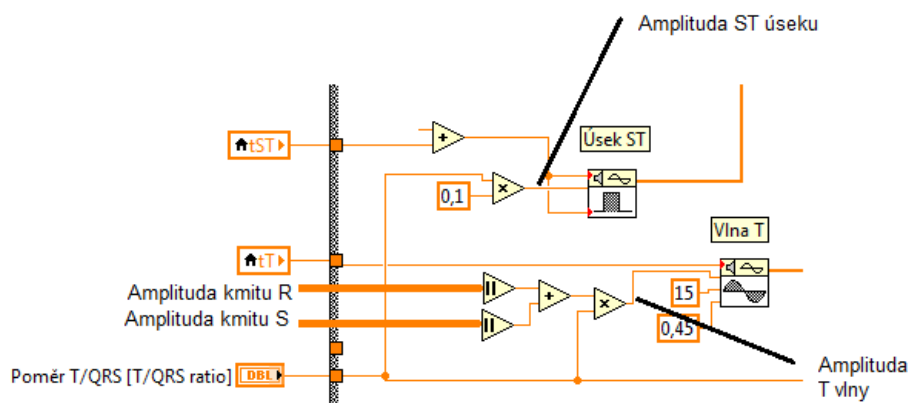
Ve zkratce znamená oscilaci kolem dané tepové frekvence. Pokud si uživatel zvolí tepovou frekvenci 110 tepů a variabilitu 10 tepů, znamená to, že výsledná tepová frekvence se bude pohybovat od 105 do 115 tepů za minutu. Funkčně blok pracuje na principu rozdělení čísla variability na poloviny, a ty přičte a odečte od nastavené frekvence. Tyto dvě hodnoty jsou vstupem bloku, který přivádí náhodnou veličinu a vytváří rozsah hodnot limitovaných horní mezí (tepovou frekvenci plus polovinou variability) a dolní mezí (tepovou frekvenci minus polovinou variability). Těmito způsoby je tedy ovlivňována tepová frekvence plodového EKG generátoru. Druhá část patologie se nazývá změny ST úseku a bude vysvětlena v další kapitole.

### 5.3.2 Změny ST úseku a T vlny při patologiích

Základem získání informací a parametrů pro modelování změn ST úseků byla vybrána literatura [3], [4]. Spolu s tabulkou 3 byla implementována změna ST úseku do generátoru plodového EKG. Jelikož se jedná o deformaci EKG křivky, je potřeba k tomu přizpůsobit elementární funkční generátory vytvářející jednotlivé kmity a vlny. Dle deformace lze rozdělit generování patologií na dva úseky.

- **Změna ST úseku a T vlny ve stavech – normální až patologický:**

Zde lze hovořit o neměnném uspořádání funkčních generátorů. Tvar EKG křivky se shoduje s výchozím. Mění se však výška úseku ST a výška T vlny. Klasifikace hodnot vychází z tabulky 3. V případě stavu „normální ST“ se poměr limituje dle FIGO v rozmezí od 0,01 do 0,25. Tento poměr je stálý, a ve stejné hodnotě se projeví i na EKG křivce. Způsob zadávání T/QRS poměru je možné vidět na obrázku 26. Na obrázku 49 lze vidět bloky generátorů, které jsou ovlivněny vstupní parametrem poměr T/QRS.

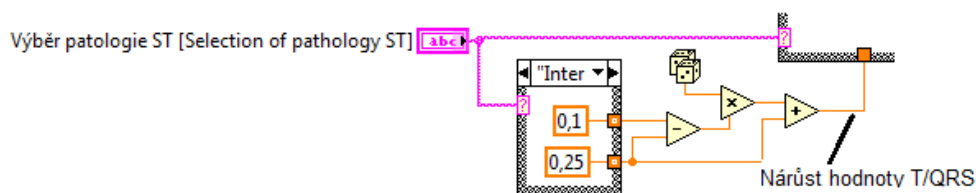


**Obrázek 49:** Bloky funkčních generátorů, které ovlivňuje poměr T/QRS.

V případě patologických stavů „intermediární ST“ a „patologický ST“ se v literatuře [3] a [4] hovoří o nárůstu poměru T/QRS. Jedná se tedy o vzestup hodnoty nad základní linii,



kterou si srdce plodu udržovalo. Velikost nárůstu pro jednotlivé stavy definuje tabulka 3. Princip simulátoru je následovný: Pokud si uživatel zvolí normální ST segment a nastaví poměr T/QRS třeba na hodnotu 0,15, bude mít výsledná křivka skutečný poměr vlny T ku QRS 0,15. Pokud se přenastaví režim do stavu „*Intermediární ST*“, zvýší se poměr T/QRS o hodnotu dle. Výsledek bude ve skutečnosti vyšší než základní linie. Jaká je skutečná hodnota a o kolik vzrostl poměr T/QRS, se lze dozvědět na zobrazovacím výstupu v kartě KTG + T/QRS. Totéž platí i o režimu „*Patologické ST*“, pouze s jinými parametry. Tabulka 3 rozlišuje dobu, po kterou nárůst poměru T/QRS trvá. Nicméně program pracuje s přísnějšími limity pro dlouhodobé sledování (tzv. protrahované). Blok zajišťující nárůst je na obrázku 50. Jde o strukturu *Case*, která se ovládá rolovací nabídkou „*Výběr patologie ST*“. Na obrázku jsou limity intermediárního ST. V případě patologického ST je struktura stejná, pouze obsahuje jiné limity, jak bylo výše zmíněno.

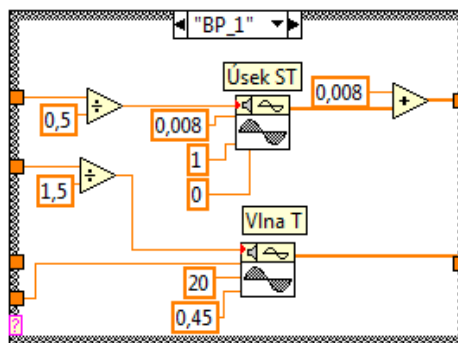


**Obrázek 50:** Blok nárůstu hodnoty T/QRS.

Výstup z toho bloku je posléze přičten k základní linii T/QRS, které se zadává na čelním panelu.

- **Změna ST úseku a T vlny ve stavech – bifázický ST úsek:**

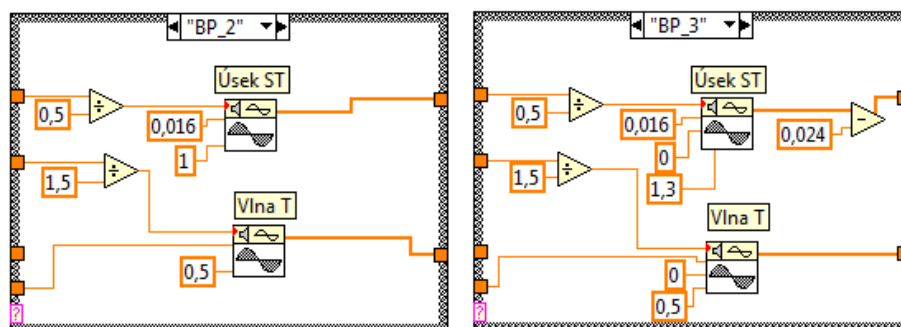
Bifázicita ST úseku je rozdělena do tří stupňů dle literatury [3], [4]. Bifázicita 1. stupně je pojmenována zkratkou **BP1** (*Bi - Phasic*). Lze jí charakterizovat jako nejlehčí stav, co se týče bifázického úseku. Zvlnění ST úseku je nad základní izolíní EKG křivky. Z toho vyplývá, že místo obdélníkového generátoru s nulovou amplitudou (ST úsek je ve výchozím stavu vodorovná čára), byl vybrán sinusový generátor s konstantními parametry. Počet vzorků byl rozdělen v poměru 1,5:0,5 mezi ST úsek a T vlnu, aby došlo k přirozenějšímu rozložení zvlnění ST úseku. Tento poměr byl vybrán empiricky. Výsledek napodobuje ideální průběh z dané literatury.



**Obrázek 51:** Blok bifázického stupně BP1.

Dalším stupněm je bifázicita **BP2**. Jde o stejné zvlnění jako v případě BP1, s tím rozdílem, že zvlnění úseku ST u BP2 prochází izoelektrickou linií. Vznikl amplitudový pokles sinusového zvlnění v celé rovině. Charakter reorganizace poměru počtu vzorků mezi vlnu T a úsekem ST se zachoval stejně jako v případě BP1. Ačkoliv jsou stupně BP2 a BP3 z hlediska posouzení patologické závažnosti postavené na stejné rovině,

**BP3** lze charakterizovat jako nejtěžší stav. Zvlněný ST úsek klesá celou délkou pod izoelektrickou linii. Tvarování tohoto stupně bylo provedeno v rámci analýzy průběhů [4]. Poměr vzorků mezi vlnou T a úsekem ST je stejný jako v předchozích stavech.



**Obrázek 52:** Blok bifázického stupně BP2 a BP3.

Výsledky vlivů všech patologických poruch lze nalézt v příloze G. Jejich zhodnocení a porovnání s reálnými záznamy bude učiněno v závěrečné kapitole.

## 5.4 Doplnkové funkce EKG simulátoru

K EKG simulátoru patří doplňkové funkce, které se starají o ukládání dat výsledků simulace. Taktéž pro vkládání dat z jiných simulací a o překlad do anglického jazyka.

### 5.4.1 Export dat ze simulace

Datový výstup ze simulátoru je realizován dvěma způsoby. Ty se od sebe odlišují formátem souboru, který je vyprodukován. Formát souboru je možné zvolit jako Excel tabulku nebo soubor formátu edf. Zamítnuta byla možnost volby ukládání do textového dokumentu formátu txt, neboť další manipulace s daty není zcela uživatelský příjemná.

- **Formát tabulky Excel:**

První se vytvoří název souboru. Název se skládá z metody snímání, data a času pořízení dat.

Podoba názvu - příklad: EKG\_TRANSVAGINAL\_LOG\_FILE\_18\_04\_15\_13\_48\_34.xls

V případě vytvoření souboru se jako první utváří hlavička. Ta říká opět, jakou metodou simulování EKG byla data získána, v jakém čase byl záznam pořízen. Jakou vzorkovací frekvencí byl pořízen a v jakých jednotkách jsou amplitudy kmitů. Dále se předepisuje čas a snímané kanály. V případě transvaginálního snímání je prvním sloupcem zápis času, dále EKG zarušené a posledním EKG referenční.

Pod tuto hlavičku se dále zapisují data z měření. Pro každý kanál je vyhrazen jeden sloupec. Soubor transabdominálního snímání má hlavičku stejnou jako předchozí, s tím rozdílem, že za sloupcem „Time (s)“ se ukládá 8 svodů pojmenovaných *Abdo1* až *Abdo8*. Ukázky obsahu exportů jsou v tabulce 5 a 6.

**Tabulka 5:** Ukázka obsahu exportovaného souboru transabdominální metody.

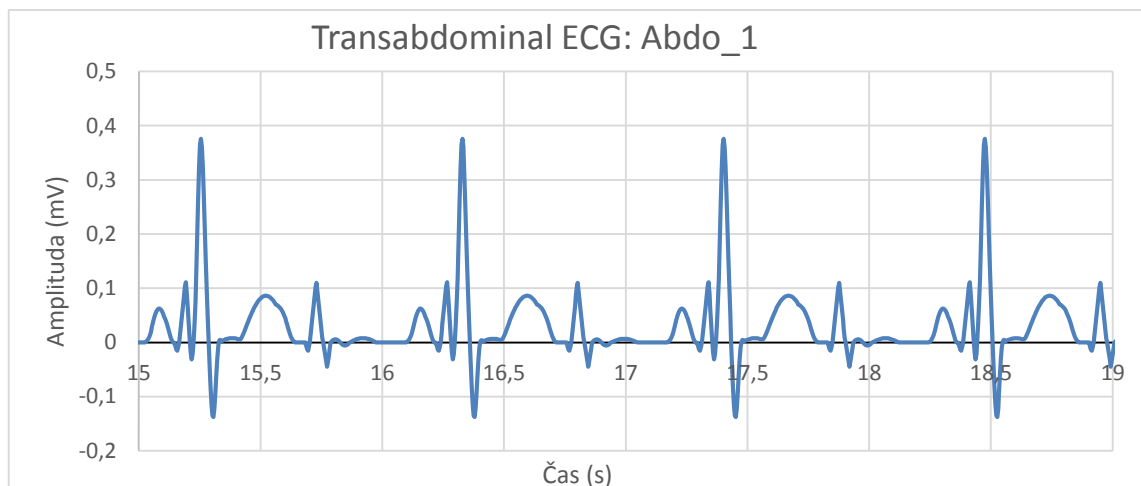
Transabdominal ECG signal generated by LabVIEW ECG generator								
Date and time: 18_04_15_13_48_44								
Sampling rate: 250 Hz								
Amplitude: mV								
Time(s)	Abdo_1	Abdo_2	Abdo_3	Abdo_4	Abdo_5	Abdo_6	Abdo_7	Abdo_8
12,8794	0	0	0	0	0	0	0	0
12,8833	0,0019	0,0027	0,0017	0,0017	0,0017	0,0016	0,0025	0,0019
12,8872	0,0038	0,0052	0,0034	0,0034	0,0034	0,0031	0,0049	0,0037
12,8911	0,0061	0,0073	0,005	0,0051	0,0051	0,0043	0,0076	0,0059

**Tabulka 6:** Ukázka obsahu exportovaného souboru transvaginální metody.

Transvaginal ECG signal generated by LabVIEW ECG generator								
Date and time: 18_04_15_13_48_34								
Sampling rate: 250 Hz								
Amplitude: mV								
Time(s)	ECG	ECG_REF						
1,7319	0,0063	0,0063						
1,7359	0,0124	0,0124						
1,74	0,0182	0,0182						
1,7441	0,0235	0,0235						

Výhodou ukládání do tohoto formátu je rychlé a jednoduché použití v další analýze signálu, a to přímo v programu Microsoft Excel, anebo přenesením do jiných prostředí vhodných k analýze.

Objem dat v těchto souborech je ovlivněn jednak délkou záznamu, po kterou nechá uživatel zapnuté nahrávání a jednak druhým faktorem je zvolení vzorkovací frekvence. Ve výchozím nastavení je použita frekvence 250Hz. Pro používání programu se jedná o příjemnou frekvenci. Značí ale, že během jedné sekundy bude vytvořeno 250 záznamů o velikosti amplitudy. V případě že by taková frekvence nestačila, je možnost si zvolit dále mezi 500 Hz a 1000 Hz. Je třeba brát v úvahu, že v jedné sekundě bude v případě 1 kHz vzorkovací frekvence vytvořeno 1000 záznamů s informací o amplitudě. To platí pro všechny kanály. Je tedy potřeba brát zřetel na to, zdali je nutné zvýšit vzorkovací frekvenci například pro lepší analýzu, či ne. Na obrázku níže je ukázka vygenerování průběhu za pomoci funkce spojnicového grafu v programu Microsoft Excel. Pro vodorovnou osu x se jako zdroj dat použije sloupec s časem a pro osu y sloupec s vybraným kanálem EKG.

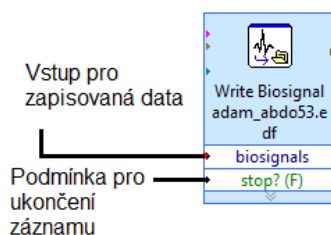


**Obrázek 53:** Zpětné zobrazení dat exportu v programu Microsoft Excel.

Blokové schéma exportu transabdominálního signálu je možné vidět na obrázku 37. Blok exportu a importu, který byl zmíněn v kapitole 5.2.2.1, neobsahuje export transabdominálních svodů. Důvodem je rozdílná povaha snímaných dat. Transvaginální data vznikají skládáním jednotlivých sloupců do pole. Zatímco transabdominální je veden jako 2D pole<sup>55</sup> od začátku. Proto se způsob exportu lehce odlišuje. Nicméně povaha souboru i výsledek je stejný.

- **Formát EDF:**

Dalším způsobem exportování dat je ukládání ve formátu EDF (*European Data Format*). Jedná se o jednoduchý a flexibilní formát, určený pro výměnu a uchovávání biologických vícekanálových signálů. Tento formát byl poprvé představen v roce 1987 na lékařském kongresu v Kodani. K realizaci ukládání signálu do formátu EDF bylo zapotřebí rozšíření vývojového prostředí Labview o Biomedical toolkit<sup>56</sup>. Toto rozšíření obsahuje expresní funkci, která převádí a ihned ukládá signál do zmíněného formátu.

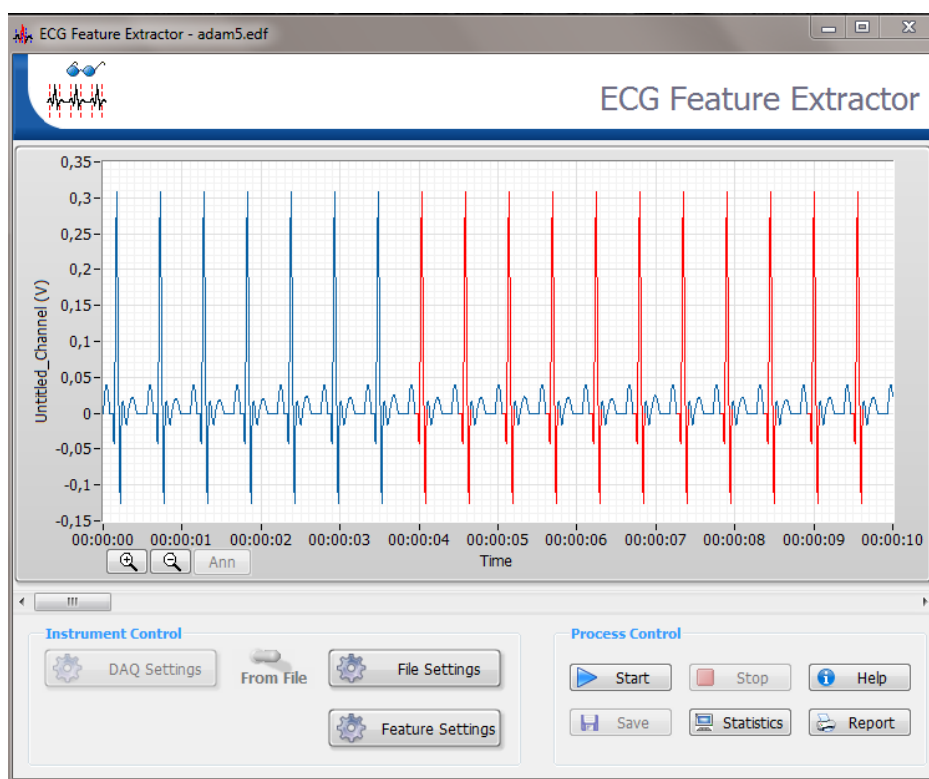


**Obrázek 54:** Expresní funkce zápisu dat do EDF formátu.

<sup>55</sup> 2D pole hodnot lze chápat jako dva a více sloupce hodnot.

<sup>56</sup> Biomedical toolkit je soubor nástrojů pro záznam a zpracování biologických dat.

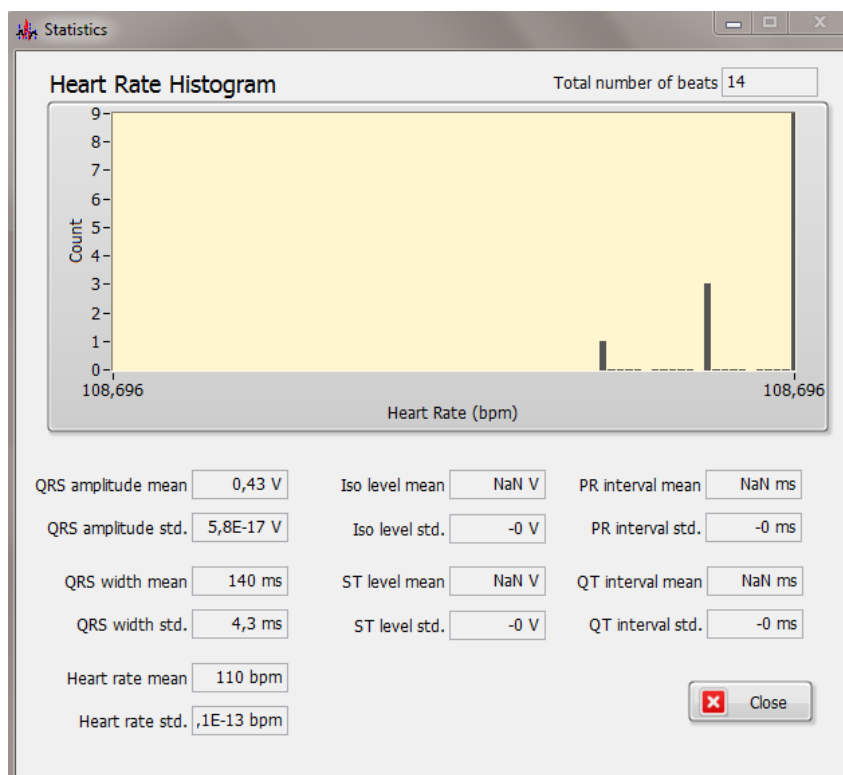
Výhodou rozšíření vývojového prostředí o Biomedical Toolkit je programová podpora pro extrakci výsledků uložených ve formátu EDF a její základní analýza. Název programu je Biomedical Workbench, v němž je nabídka ECG Feature Extractor<sup>57</sup>. Za pomoci tohoto programu lze uložené signály prezentovat v grafu a provést analýzu parametrů signálu. Náhled, jak probíhá zobrazení signálu za pomoci tohoto rozšíření, je na obrázku 55 a analýza na obrázku 56. Celé rozšíření Biomedical toolkit spolu s nabídkou ECG Feature Extractor pracuje výhradně v anglické jazykové lokalizaci.



**Obrázek 55:** ECG feature extractor pro otevření EDF souborů.

---

<sup>57</sup> ECG feture extractor je program patřící do skupiny Biomedical toolkit sloužící pro analýzu záznamů EKG signálu.



**Obrázek 56:** Analýza signálu za pomoci ECG feature extractor.

## 5.4.2 Import dat do programu

Samotný simulátor umí importovat data a zobrazit je v časové a frekvenční oblasti. Nicméně tato dovednost nebyla zahrnuta mezi primární funkce simulátoru, a tudíž je k prezentování importovaných dat uvolněna malá zobrazovací plocha.

Formát, který lze importovat do programu, může být formou textového dokumentu (zkratka .txt) anebo tabulky Excel (zkratka .xls nebo .xlsx). Pokud mají importované signály více kanálů, jdoucích logicky vedle sebe, jako v případě souboru exportu v kapitole 5.4.1, poskytuje import možnost výběru kanálu, který je potřeba zobrazit. Pohled na čelní panel importu je na obrázku 29. Struktura blokového diagramu je na obrázku 38.

Vzhledem k tomu, že nebyl v programu simulátoru poskytnut dostatečný prostor k zobrazení importovaných dat, byla vytvořena aplikace nahrazující tento nedostatek. Kromě standardního zobrazení v časové a frekvenční oblasti, umí program zobrazit i hlavičku souboru pro jeho identifikaci, dovoluje lepší pohled na průběhy díky velkému prostoru zobrazení a umí číst i soubory uložené jako „*waveform*“<sup>58</sup>. Čelní panel a blokový diagram lze nalézt v příloze E.

<sup>58</sup> Waveform je pojem definující znázornění střídavého signálu měnícího se v čase.

### 5.4.3 Překlad programu do anglického jazyka

Ačkoliv byl program psán v češtině, padl požadavek na překlad čelního panelu do anglického jazyka. Z tohoto důvodu obsahuje složka programu krom sub komponent i soubory INI. Jejich povaha je konfigurační a lze je otevřít například v poznámkovém bloku. Byly vytvořeny dva soubory, jeden pro české výrazy a druhý pro anglické.

Princip spočívá ve volání klíčů (*keys*) ze skupin, a čtení jejich názvů. Tyto informace mají povahu *string*. Název klíče vykonává změnu názvu ovladače, indikátoru, nadpisu, os aj. Mění se pouze hlavička názvu (*Caption*).

Přeloženy jsou všechny ovládací prvky, všechny indikátory i nadpisy skupin a názvy boxů. Taktéž ilustrace metod a popisků v nich obsažených. Nechybí ani překlad os grafů nebo popisu poruch. Přeložen je popis prvků (*Description*) a vyskakovací nápověda (*Tips*).

Blokový diagram obsahuje překlad jednotlivých proměnných i názvů velkých bloků, ze kterých se program skládá.



## 6 Zhodnocení dosažených výsledků

Komplexnost simulátoru spočívá v jeho možnosti prezentovat v současnosti nejznámější zobrazovací metody pro diagnostiku vitality plodového srdce. Počínaje základním KTG monitorem, který hodnotí tepovou frekvenci, tedy interval R-R, pokračující k přidanému ST monitoru, který dokáže zhodnotit celou EKG křivku.

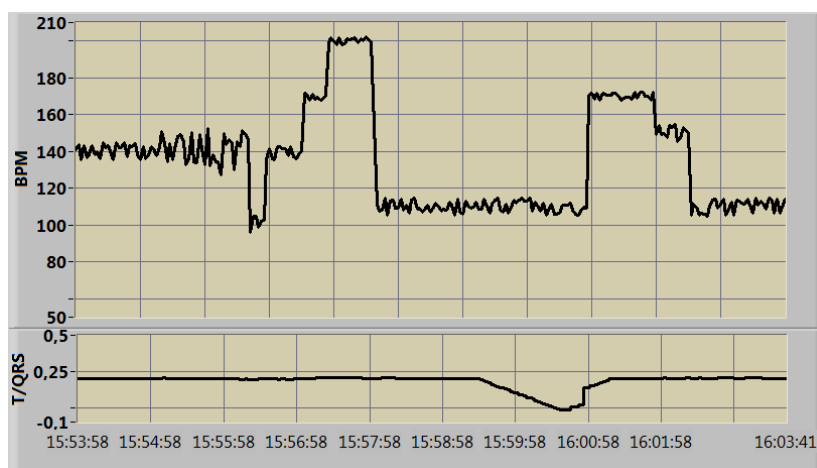
Signifikantním znakem pro diagnostiku používá číselnou hodnotu poměru T/QRS a periodu signálu zprůměrovanou z 30 vzorků. Dále Obsahuje nejrozšířenější zobrazení EKG křivky – metodu transvaginální, kterou však stále nelze nazvat metodou konvenční. Škála končí nekonvenční metodou transabdominální, která přes svou výhodu neinvazivnosti se potýká s problémy filtrace EKG signálu plodu od okolního rušení. Všechny zobrazovací metody simulátoru svým charakteristickým způsobem zobrazují všechny prvky a parametry společně s patologickými poruchami, které lze nastavit.

### 6.1 KTG + ST monitor

Nejběžnější zobrazovací metodou je v současnosti kardiokografie s monitorem ST intervalu. Tato část simulátoru byla modelována tak, aby zahrnovala všechny důležité informace spojené se srdcem plodu. Snaží se kopírovat zobrazované údaje, kterými disponuje skutečný kardiokograf s ST analyzátozem.

Obsahuje tedy informace o tepové frekvenci plodu a poměru T/QRS. Oba údaje zobrazuje číselně a graficky. Neméně důležitou informací je nárůst poměru T/QRS nad stanovenou základní linií. Tento údaj dává najevo změnu poměru a je vodítkem pro lékaře. Nárůst je definovaný dle tabulky 3.

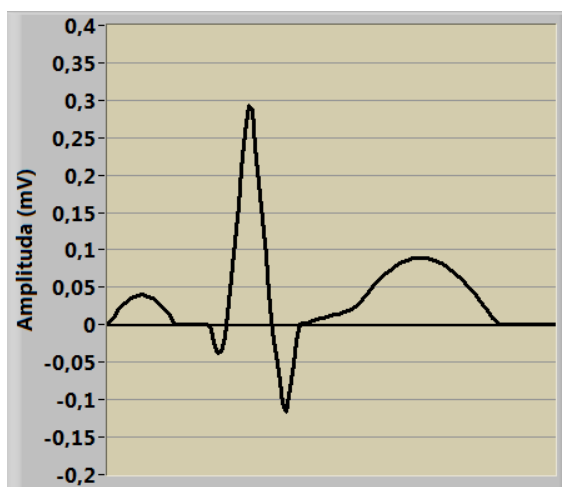
. Podrobné ukázky průběhů a detailní pohled na simulaci KTG a STAN lze nalézt v příloze G.



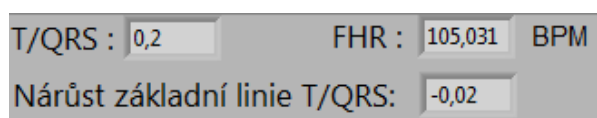
**Obrázek 57:** Desetiminutová simulace KTG + STAN.

V případě obrázku výše, bylo simulováno nestabilní KTG. Křivka tepové frekvence v druhé minutě simulace vykazuje vyšší variabilitu. Následuje krátká decelerace, která se kompenzuje přehnanou reakcí plodu. V 15:56 se plod dostává do tachykardie. Obrana plodu reaguje snížením tepové frekvence skokově na 110 tepů. Tato hodnota se drží déle jak tři minuty.

Přerušuje jí opětovná skoková akcelerace, která se po minutě a půl vrací zpátky do normálu. Bazální linií lze označit hodnotu 110 tepů. Křivka poměru T/QRS je stabilní. Propad zaznamenává mezi 6 a 7 minutou. Důvodem propadu může být fyziologický nebo patologický důvod. Za patologický problém lze označit možnost, že pokles poměru T/QRS vznikl důsledkem vyčerpání energetických zásob. Kompenzací byl nárůst tepové frekvence do vyrovnání poměru na bazální linii.



**Obrázek 58:** Jeden EKG komplex pro KTG + STAN. Doplnkové zobrazení pro vizuální posouzení poměru T/QRS a morfologie EKG křivky.



**Obrázek 59:** Doprovodné číselné hodnoty tepové frekvence, poměru T/QRS a nárůstu T/QRS nad bazální linii.

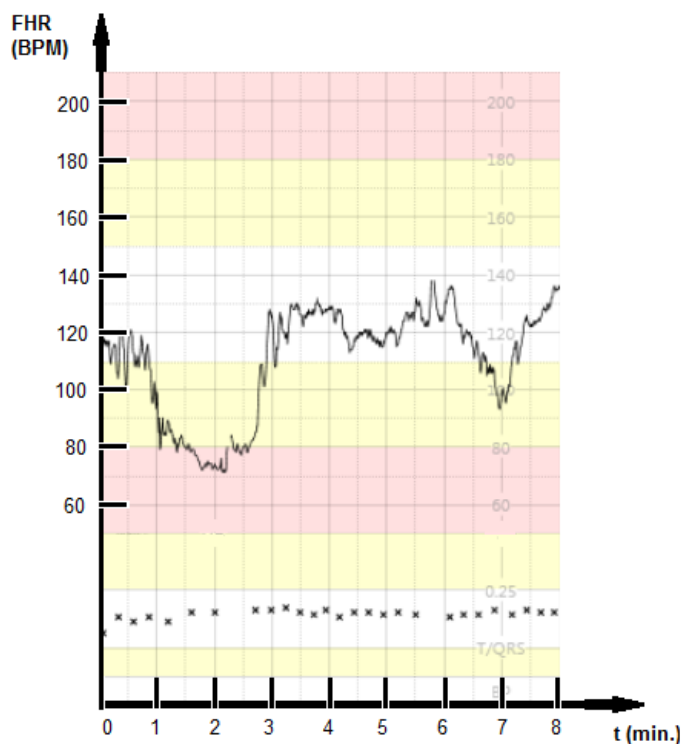
Obrázek 58 demonstruje jednu periodu simulovaného EKG signálu. Tento náhled je umístěný vedle KTG zobrazení. EKG komplex je zobrazením klouzavého průměru hodnoty vypočítané z předchozích 30 vzorků. Zobrazení je kontinuální. Křivka se mění v čase dle hodnot, které přicházejí na vstup posuvného registru.

Současná rozšířená technika ST analýzy nedisponuje kontinuálním měřením EKG. Stejně jako simulátor i dnešní STAN monitory zobrazují i číselné hodnoty sledovaných parametrů. Mezi nejvýznamnější parametry lze zařadit nárůst základní linie poměru T/QRS. Tento údaj je velmi dobrým vodítkem k předpovědi hypoxických stavů.

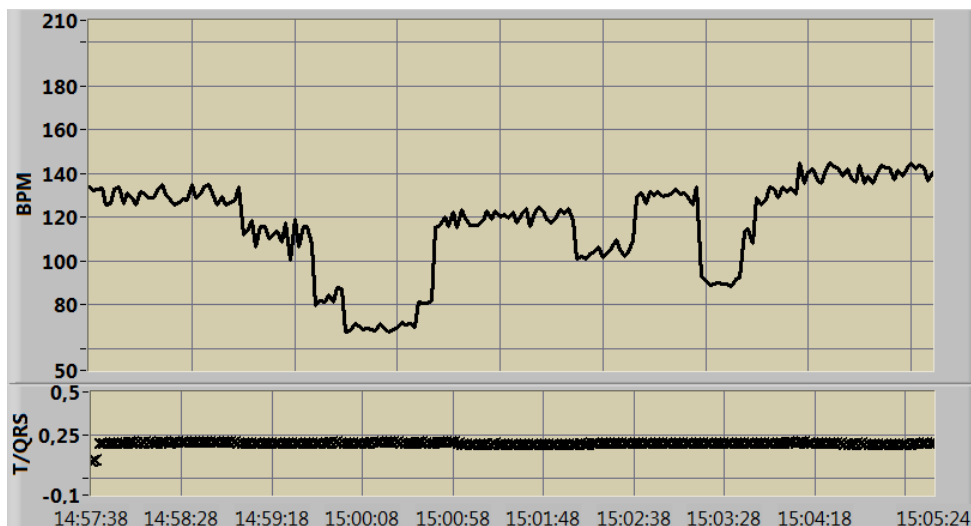
Simulátor KTG + STAN byl podroben srovnání s reálným záznamem. Úkolem bylo nasimulovat křivku KTG takovým způsobem, aby svými parametry odpovídala vybranému reálnému záznamu. Předpoklad úspěchu tkví z možnosti nastavovat si parametry v rámci celého rozsahu KTG. A to simulátor dovoluje.

Ačkoliv je KTG + ST monitor jenom doplňkovou metodou, která není v původním zadání obsažena, povedlo se do jisté míry napodobit funkci reálného monitoru. Souvislý pás poměru T/QRS vychází z onoho kontinuálního zobrazení EKG komplexu, zmíněného výše. V případě reálného záznamu T/QRS může dojít k výpadkům výpočtu.

Tato chyba je způsobena nepříznivými faktory, které se na snímání podílejí. Především kolísající izolinie je hlavním rušivým elementem, díky kterému dochází k výpadkům při monitorování T/QRS. Znemožňuje správnou detekci QRS komplexu.



**Obrázek 60:** Reálný záznam KTG + STAN.



**Obrázek 61:** Simulovaný záznam vycházející z reálného záznamu z obrázku 60.

Obrázek 57 a 61 dokazuje variabilitu simulátoru v případě metody KTG a STAN monitoru. Hlavní cílem práce bylo vytvořit EKG simulátor, který dokáže reprezentovat hypoxické stavy. Další kapitoly budou o zhodnocení výsledků v této stěžejní části práce.

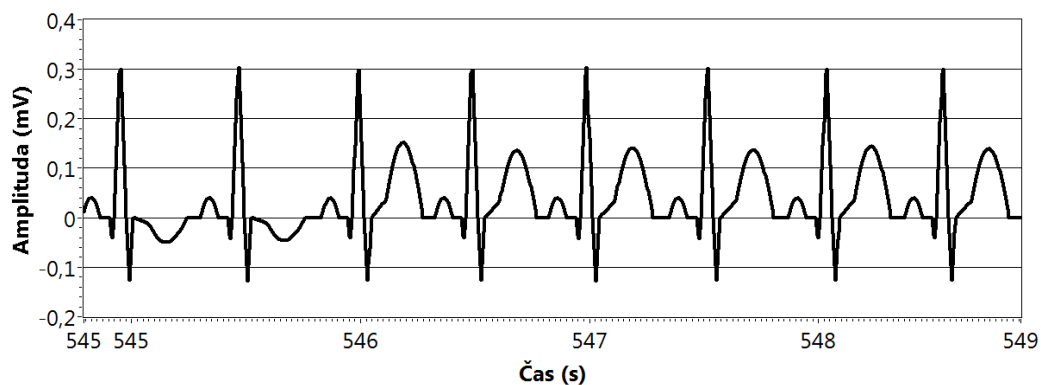
## 6.2 Transvaginální metoda snímání

Tato metoda má reálný základ společný se STAN monitorem. Je k němu potřeba invazivní zákrok, který dopraví skalpovou elektrodu k hlavičce nebo hýždím plodu a podkožně ji uchytlí. Tato elektroda snímá elektrické potenciály srdce přímo s povrchu těla plodu. Signál se posléze zpracuje a výstupem je téměř v reálném čase záznam plodového EKG. Nevýhodou této metody je invazivnost. Výhodou je naopak relativně čistý záznam. Díky tomu lze lépe vyhodnocovat změny především ST úseku.

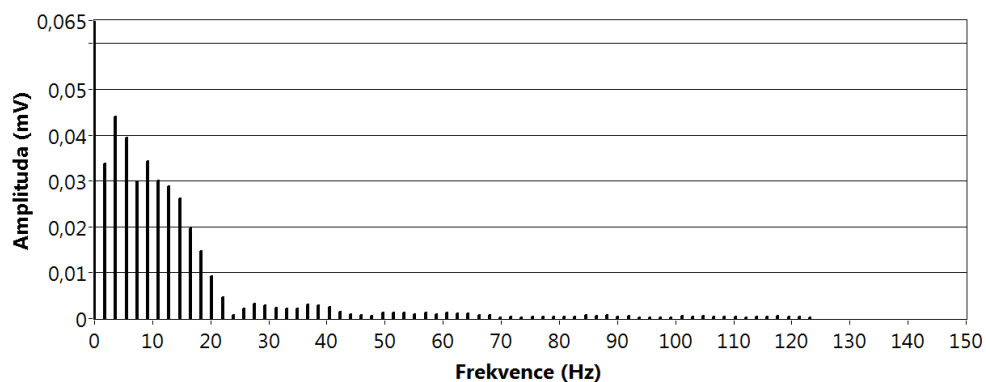
Vzhledem k malému výskytu metody v klinické praxi, je k porovnání výstupu simulátoru s přístrojem málo podkladů. Proto simulovaná EKG křivka vychází z teoretických předpokladů a poznatků získaných při vytváření teoretické části práce.

Neobsahuje žádná vnější rušení, která tuto metodu v klinické praxi postihují (kolísání izolinie a jiné). Toto snímání má demonstrační charakter. Znázorňuje, jak vypadá chování EKG v čase postižené patologickou poruchou. Základem pro modelování signálu byla stěžejní literatura [3],[4] a konzultace s vedoucím práce.

Vygenerovaný signál lze graficky zobrazit v časové oblasti. V technické praxi je toto zobrazení nedostatečné. Pomocníkem k analýze signálů bývá amplitudové nebo výkonové spektrum. Proto simulátor tuto možnost zobrazení podporuje. Porovnání spekter jednotlivých složek EKG signálu lze provést za pomoci teoretického předpokladu, který je demonstrován na obrázku 3, kapitola spektrální vlastnosti EKG signálu.

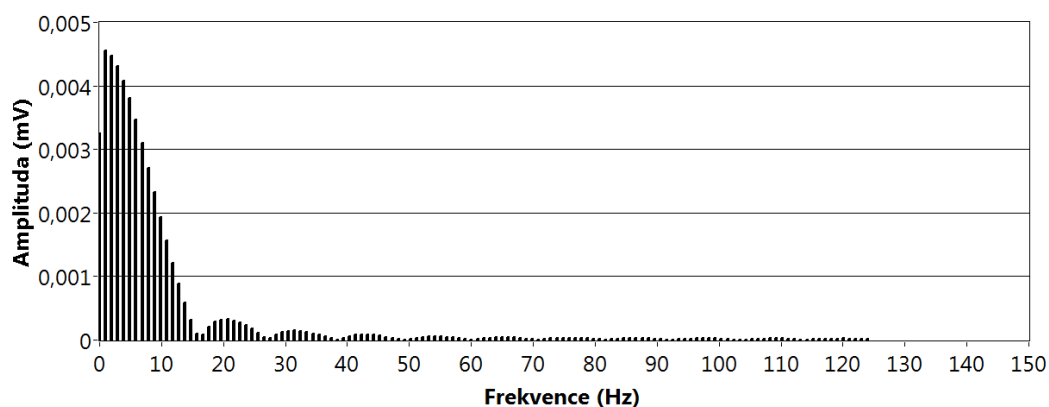


**Obrázek 62:** Zobrazení plodového EKG v časové oblasti (FHR: základní linie 110 BPM, variabilita: 10 BPM, T/QRS: -0,1 + epizodní nárůst o +0,20, bez bifázicity.)

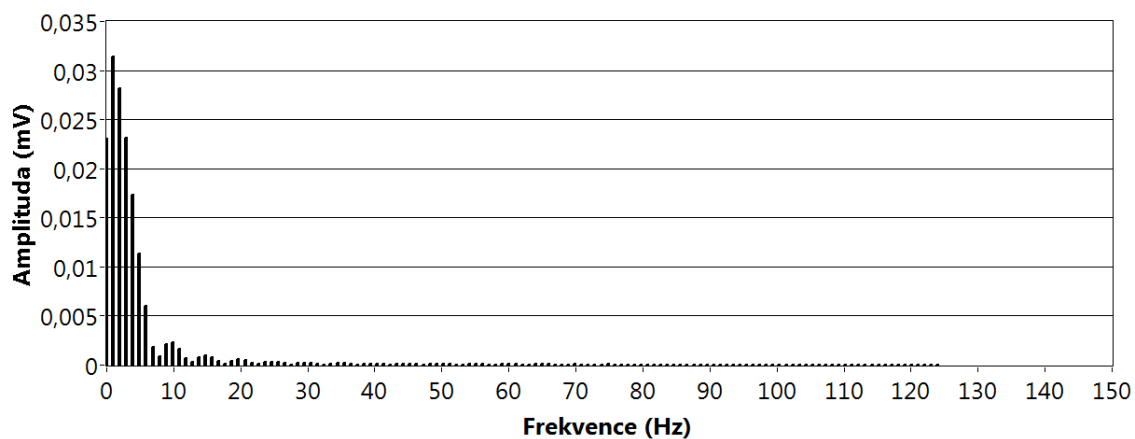


**Obrázek 63:** Zobrazení plodového EKG ve frekvenční oblasti. Stejné parametry jako v obrázku výše.

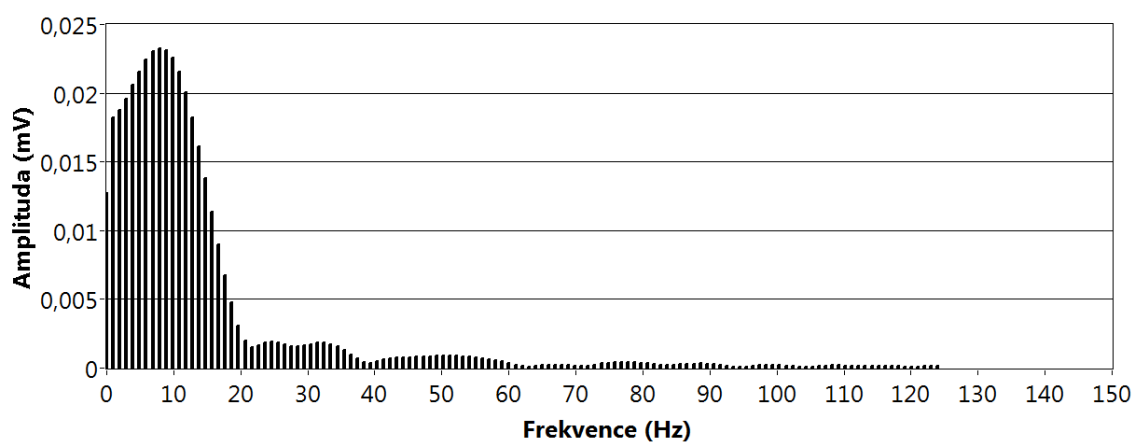
Ačkoliv nelze porovnat časový průběh s reálným záznamem, je možné udělat analýzu spektra signálu. Samotný signál bez patologické poruchy by se neměl odlišovat tvarem amplitudového spektra od dospělého. Pro porovnání byl signál simulátoru nastaven na tepovou frekvenci 60 Hz. Základem k porovnání slouží obrázek 3, který byl převzat z literatury [3].



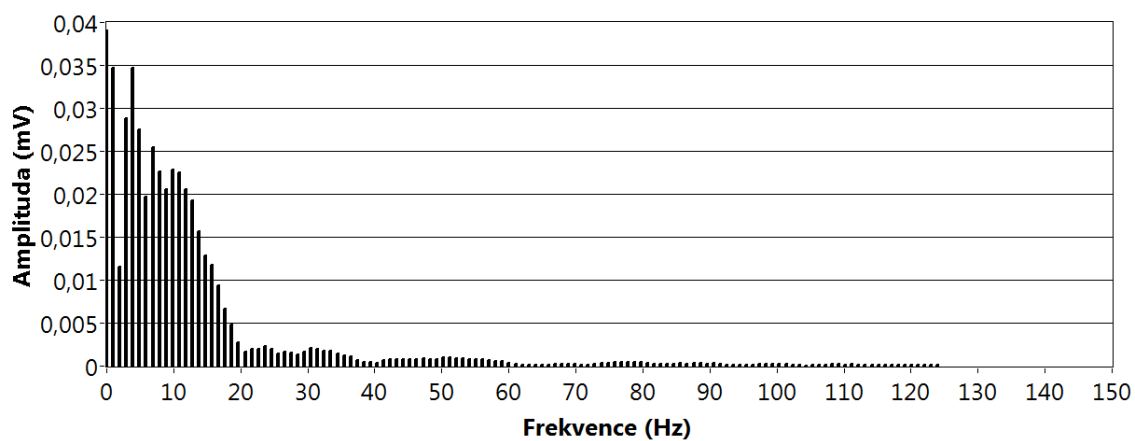
**Obrázek 64:** Amplitudové spektrum P vlny.



**Obrázek 65:** Amplitudové spektrum T vlny



**Obrázek 66:** Amplitudové spektrum komplexu QRS.



**Obrázek 67:** Amplitudové spektrum EKG signálu.

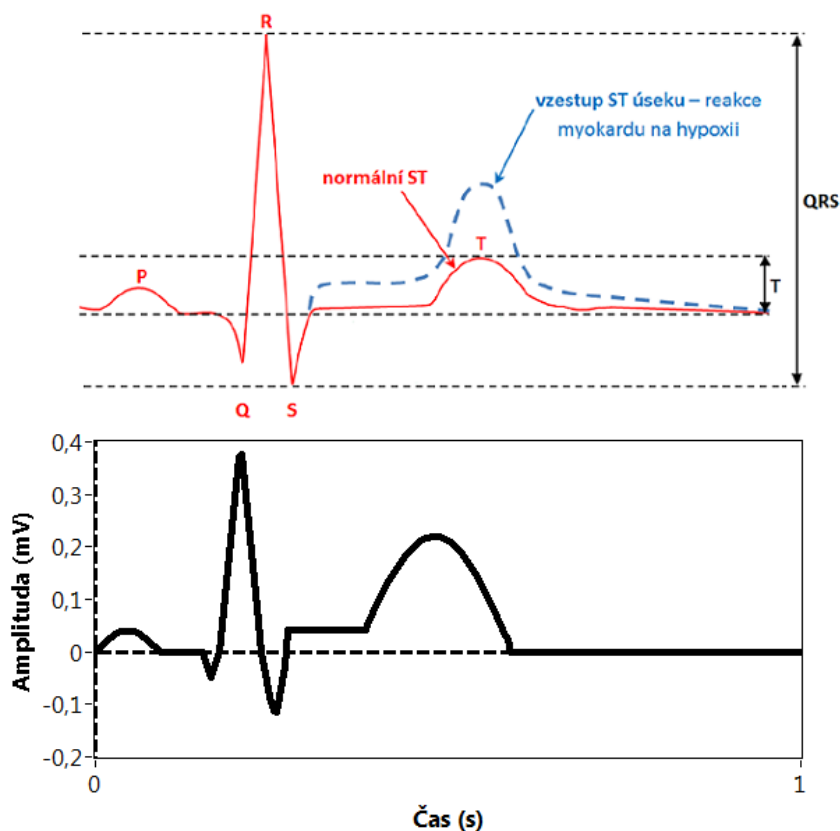
Z porovnání jednotlivých spekter je patrné, že teoretickému spektru svým tvarem i frekvenční pozicí odpovídá. Ačkoliv je pro porovnání použito referenční výkonové spektrum a simulátor disponuje pouze amplitudovým spektrem, lze rozdílnost definovat vztahem 7.2 a 7.3. Ty napovídají, že výkonové spektrum je pouze druhou mocninou amplitudového. Frekvenčně je amplitudové spektrum shodné s výkonovým. Taktéž tvar křivky je shodný. Jediná změna tkví ose y, která má jinou jednotku.

$$A_n = \sqrt{a_n^2 + b_n^2} \quad (7.2)$$

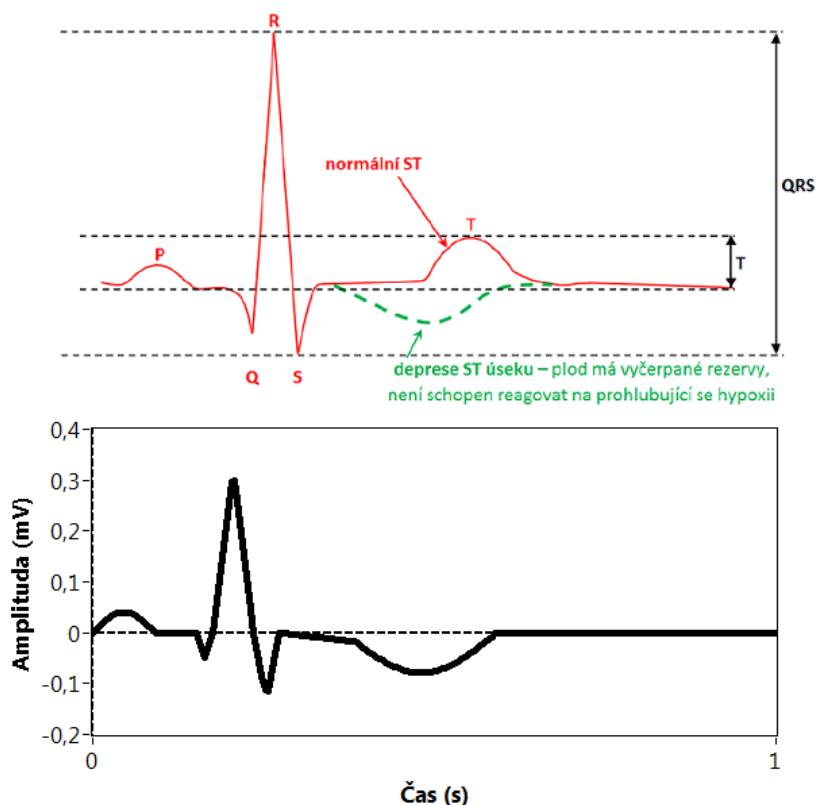
$$P_n = A_n^2 \quad (7.3)$$

Další ukázky průběhů za pomoci snímání transvaginální metodou lze nalézt v příloze H. Dále jsou k těmto signálům uvedena spektra. V příloze jsou zobrazeny příklady vybraných patologických poruch spolu s jejich spektry. Mezi výsledky lze zařadit i porovnání generovaných patologických stavů s teoretickými předpoklady definující změnu ST úseku v literatuře [4].

### 6.2.1 Simulace hypoxických stavů.



**Obrázek 68:** Porovnání s teoretickými poznatky elevace ST úseku (barevně) a výstupním signálem simulátoru (černobíle).

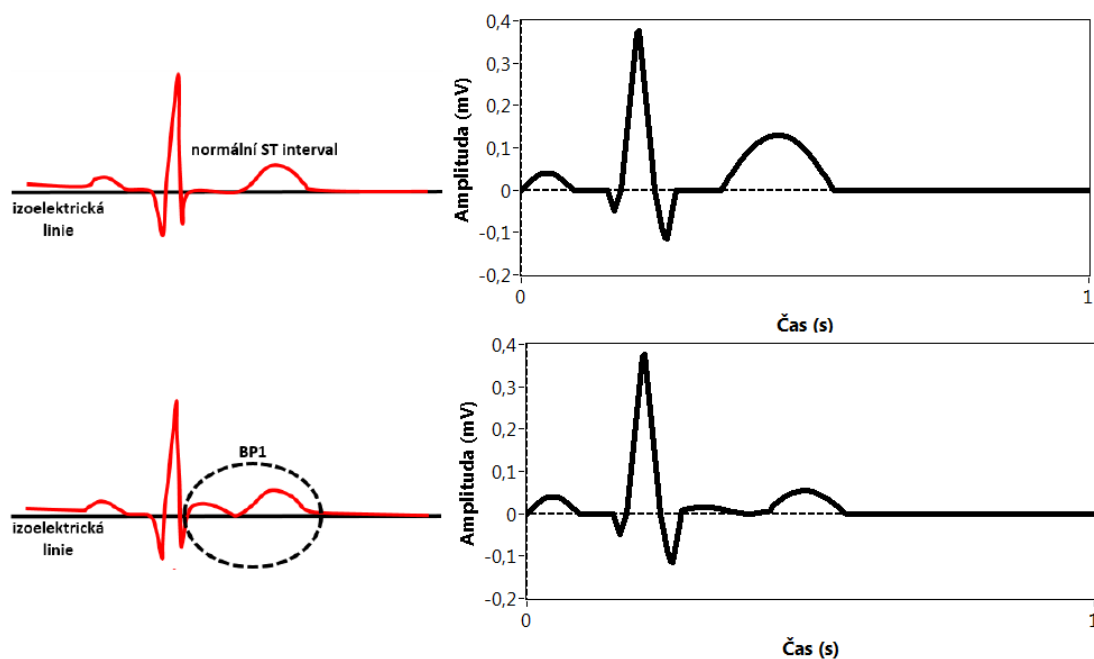


**Obrázek 69:** Porovnání s teoretickými poznatky deprese ST úseku (barevně) a výstupním signálem simulátoru (černobíle).

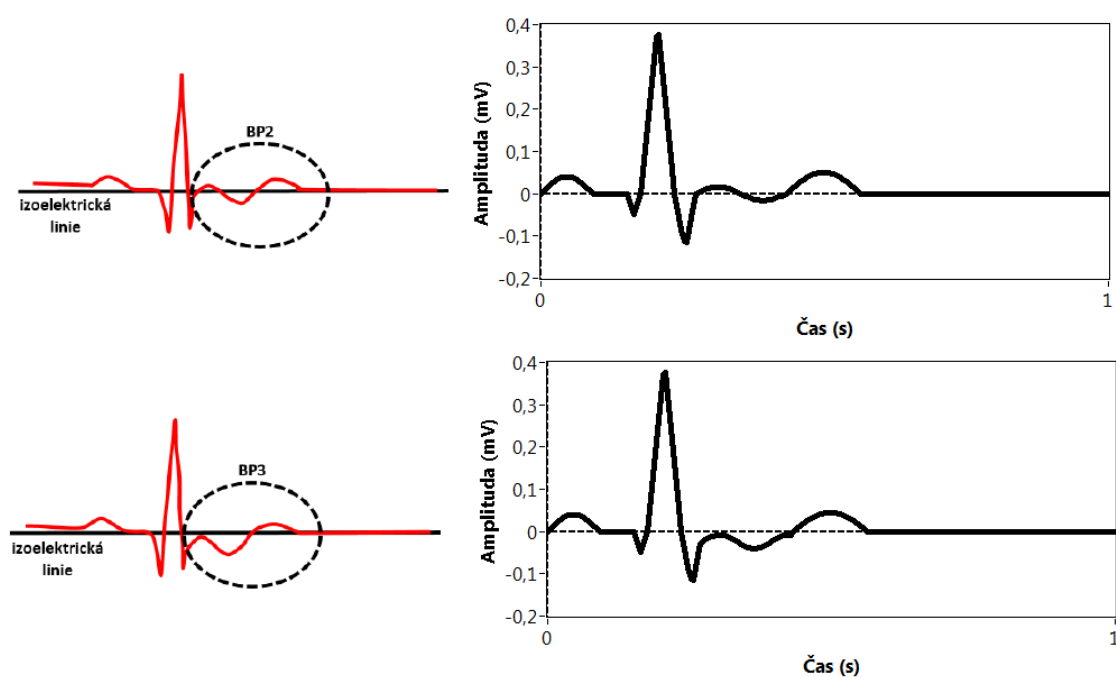
Obrázek 68 a 69 demonstruje schopnost simulátoru napodobit elevaci a depresi ST úseku a T vlny, vůči teoretickému předpokladu. Velikost poměru amplitudy T vlny vůči QRS komplexu lze zadávat v rámci limitů klinického doporučení, které je uvedené v tabulce 3. Literatura [4] poukazuje na rozličné možnosti tvaru ST úseku. Do standardní situace lze zařadit ST úsek horizontální (obrázek 68) nebo klesavý (obrázek 69), či stoupající. Zvláštní skupinou u hypoxických stavů je bifázicita ST. Srovnání s teoretickými předpoklady lze nalézt na obrázcích 70 a 71.

Z výsledků vyplývá, že simulátor dokáže napodobit základní teoretické předpoklady. V případě reálných záznamů je nejběžnější metodou sledování hypoxie KTG + STAN. Tudiž srovnání hypoxických stavů by náleželo dané metodě, kterou taktéž simulátor obsahuje. Bohužel kvalitní obrázky EKG komplexu, které by byly zdrojem srovnání, nejsou k dispozici, vzhledem k téměř neexistující databázi. Databáze Stancases viz [21] obsahuje pouze KTG + STAN záznamy, které mají v KTG záznamu graficky znázorněnou hodnotu T/QRS poměru. Nicméně neuchovávají zdrojové EKG komplexy, ze kterých je poměr počítán. Lze tedy říci, že objektivně nelze v současné době srovnávat EKG komplexy hypoxických stavů s reálnými záznamy.





**Obrázek 70:** Porovnání bifázicity BP1 s teoretickým předpokladem.

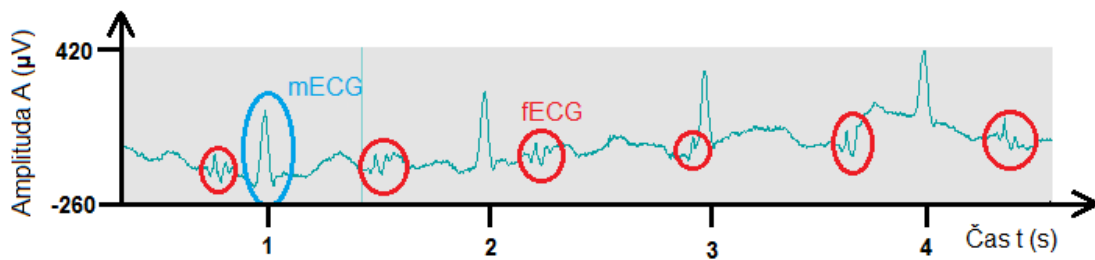


**Obrázek 71:** Porovnání bifázicity BP2 a BP3 s teoretickým předpokladem.

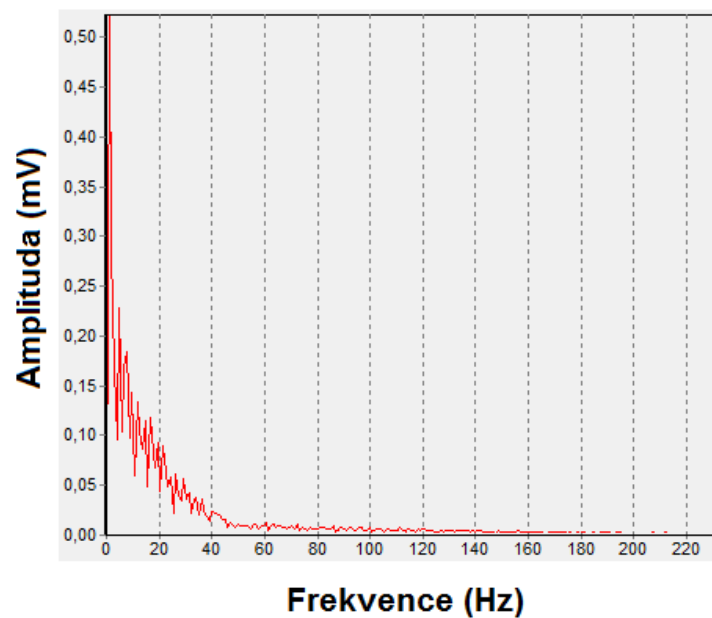
Různorodost tvarů jednotlivých kmitů EKG periody je v klinické praxi obsáhlá a závisí na mnoha faktorech. Například od vlivu rušení, citlivosti přístroje až po metodu použitou ke snímání. Simulátor se snaží přiblížit základním nuancím, jako je například sklon křivky ST úseku, možnost jít s amplitudou T vlny do mínusu, nebo neurčitost bifázicity při průměrování.

## 6.3 Transabdominální metoda snímání

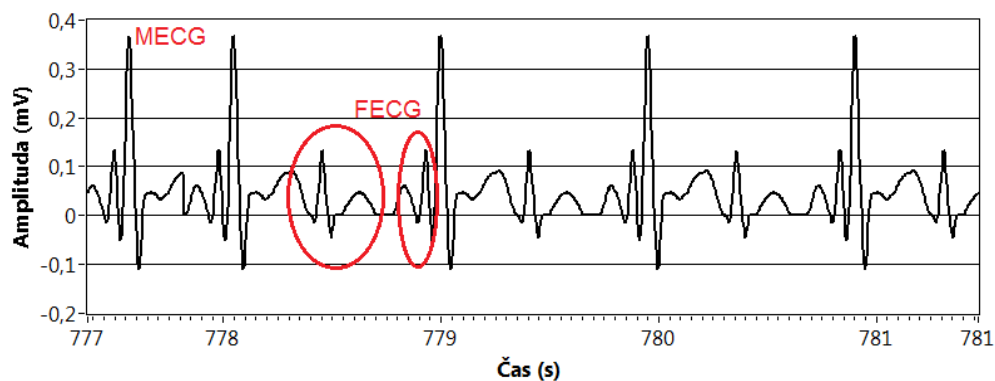
Díky tomu, že tato metoda je velmi progresivní a disponuje velikou výhodou neinvazivity, jsou k dispozici reálná data z anonymních měření. Ačkoliv není simulátor tak variabilní z pohledu nastavování tepu plodu, umí naopak zobrazit transabdominální plodové EKG se všemi patologickými poruchami, které jsou vidět i při ostatních metodách snímání. Dále lze porovnat spektra simulovaného signálu s reálnými daty. Neboť většina reálných záznamů je ve formátu EDF a programy pro reprezentaci těchto souborů umí i základní frekvenční analýzu.



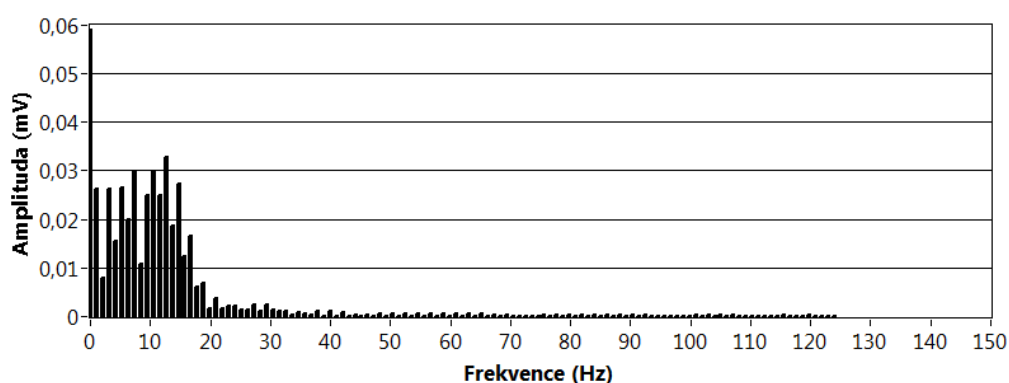
Obrázek 72: Reálný záznam transabdominálního EKG v čase.



Obrázek 73: Amplitudové spektrum reálného EKG

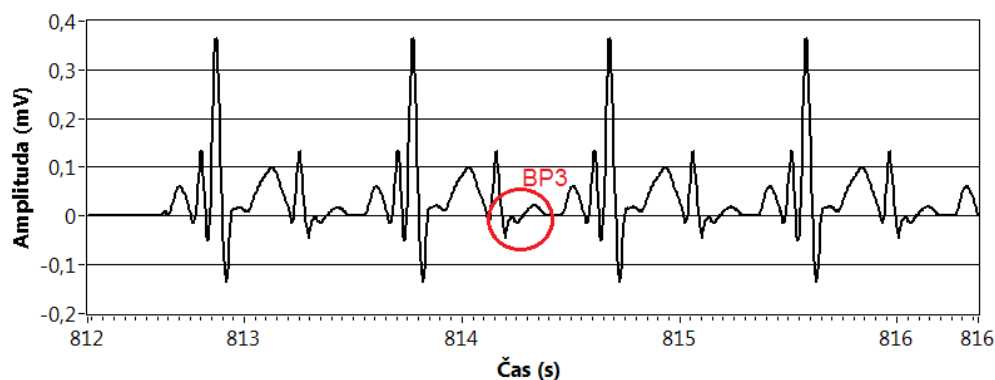


**Obrázek 74:** Časový záznam EKG čase ze simulátoru (bez patologií, tep matky: 60 BPM, tep plodu: 120 BPM)



**Obrázek 75:** Amplitudové spektrum plodového EKG pořízené simulátorem.

Ačkoliv porovnání amplitudových spekter není už tak jednoznačné, stále lze mezi nimi vidět signifikantní prvky jako například rychlý pokles křivky k frekvenci 40 Hz, od které už je hodnota amplitud v podstatě nulová. Je zřejmé, že spektra nebudou jednoznačně stejná, především z toho důvodu, že reálný záznam je zatížený rušeními (kolísání izolinie, síťové rušení, vliv filtrace aj.) a syntetický signál ze simulátoru krom patologií neovlivňuje nic jiného. Transabdominální simulátor umí přenést patologie plodového EKG (obrázek 76).



**Obrázek 76:** Časový Transabdominální záznam ze simulátoru s bifázicitou 3. stupně u plodového EKG.

## 7 Diskuze dosažených výsledků

Problematika identifikace hypoxických stavů pomocí plodového EKG lze pokládat za velmi aktuální téma, jak ze strany techniků, tak i lékařů. Technický vývoj přináší této problematice nové metody, jak zlepšit kvalitu monitorování. Předně neinvazivní metody budou jedinečnou cestou, jak získat užitečné informace, skrývající se v křivce abdominálního plodového EKG. Dnes lze již získat záznam transabdominálního EKG, a to díky přístrojům, jako *Monica AN24*. Nicméně přístroje jako systém *Monica AN24* se v současné době používají pouze pro stanovení FHR (KTG). Neumožňují hlubší analýzu fEKG, jako například stanovení poměru T/QRS (ST analýza). Tu umožňuje například přístroj *STAN S21* [22], [18]. Nicméně jeho nevýhodou je invazivnost v podobě zavedení skalpové elektrody k hlavičce nebo hýždím plodu. Krokem vpřed by byla kombinace schopností přístroje *Monica AN24* a *STAN S21*. Využití neinvazivnosti transabdominální metody se schopností stanovit parametry pro ST analýzu by umožnilo přesnější diagnózu hypoxických stavů v klinické praxi.

V rámci diplomové práce byly shrnuty teoretické poznatky opírající se předně o literaturu [1], [2], [3], [4], [24], věnující se hypoxickým stavům a způsobu či technice monitorování. Byla použita platná klinická doporučení, která definují objektivně a parametricky rozhodovací podmínky v diagnostice hypoxických stavů. Na základě klinického doporučení pro KTG a ST analýzu (viz tabulka 1, 2 a 3), se lékaři rozhodují o ukončení těhotenství. Tato doporučení jsou velmi důležitá. Jsou užitečným nástrojem k určení hypoxických stavů. Nicméně ve spolupráci s dnešní přístrojovou technikou nejde o úplně spolehlivé řešení analýzy fEKG křivky. Je zapotřebí zlepšit kvalitu signálů, které jsou zdrojem parametrů pro analýzu fEKG, přehodnotit limity stanovené v doporučeních na základě získání lepších podkladů. Krokem vpřed je vytvoření dostupných databází s daty KTG, STAN a fEKG monitorování.

V případě monitorování KTG + STAN lze hovořit o splnění úkolu v celém rozsahu. Byly splněny všechny podmínky charakterizující tuto metodu monitorování plodového EKG. K porovnání s reálnými záznamy byla použita databáze *Stanceases* [21]. Díky ní bylo možné si udělat skutečnou představu, jak záznam KTG a STAN vypadá. Simulátor kardiokografu spolu ST monitorem vykresluje křivku EKG proloženou časem, zobrazuje EKG komplex, který je klouzavým průměrem vypočítaným z 30 předchozích vzorků (v klinické praxi používají STAN monitory aritmetický průměr). Zakresluje do grafu hodnotu T/QRS a poukazuje na tuto hodnotu v případě zvýšení nad základní linii. Odlišností, kterou má na rozdíl od přístrojů v klinické praxi, je chybějící záznam děložních kontrakcí, neboť ty nejsou v případě hypoxických stavů významně důležité. Nicméně vznikl podobný projekt, který zahrnuje kontrakci dělohy a jiná vnější rušení. Do budoucna se počítá se spojením obou projektů díky snadné kompatibilitě virtuálního prostředí NI LabVIEW a podobné architektuře programu. Dále simulátor KTG + STAN umožňuje kontinuální měření poměru T/QRS. Dnešní přístroje nedokáží kontinuálně měřit tento poměr. Požadují kvalitní signál, aby mohly provést nutné výpočty. Dnešní praxe nedovoluje snímání tak kvalitních signálů, které by této metodě umožnili kontinuální měření.

Simulátor KTG a STAN umožňuje modelovat libovolně dlouhý, který koresponduje s poznatky z klinické praxe. Lze tak nasimulovat data odrážející reálné záznamy pořízené v klinické praxi.

Transvaginální metoda byla srovnána s teoretickými předpoklady a záznamy KTG + STAN. Bohužel kvalita reálných záznamů fEKG křivky nedovoluje objektivní srovnání. V případě vzácných obrázků chybí jakékoliv osy nebo vyšší rozlišení. Taktéž absence databází, které by uchovávaly záznamy, ztěžuje autorovi přímé srovnání z praxe. Data kontinuálního reálného záznamu transvaginální metody z klinické praxe, která zprostředkoval vedoucí práce, byla přínosná k pochopení aktuální situace. Signál se potýká s vysokým rušením kolísání izoelektrické linie. Vlivem filtrace dochází k deformaci ST segmentu a snížení kmitů QRS komplexu. Simulátor umožňuje modelovat fEKG v rámci transvaginální metody za stejných klinických doporučení jako KTG + STAN. Je obrazem toho, jak by vypadal ideální plodový EKG záznam. Rozšíření zobrazení signálu v podobě amplitudově frekvenčního spektra dává uživateli jiný pohled na to, jakým způsobem mění hypoxické stavy fEKG komplex. Ačkoliv simulátor umožňuje nastavování jedinečných parametrů, které v oblasti simulace fEKG jsou i v dnešní době výjimečné, morfologie reálných záznamu hovoří o nespočetném množství tvarů a změn úseků fEKG křivky, které simulátor nedokáže věrně napodobit. Soustředil se především na dominantní změny při hypoxických stavech.

Transabdominální metoda, díky poskytnutí reálných záznamů z klinické praxe vedoucím práce, čerpala právě z těchto informací a analyzovaných parametrů. Zkombinovala metodu osmi elektrod kruhově umístěných v oblasti břišní rodičky dle studie [24] a analyzovaná data z reálných záznamů. Do simulace byly zahrnuty informace o amplitudách, které vzešly z analýz reálných záznamů. Do podmínky o amplitudách fEKG byly zohledněny výsledky studie [24]. Simulace metody opět vykresluje ideální signál, který by byl touto metodou v praxi pořízen. Do transabdominálního signálu byl promítnut i efekt hypoxických stavů, který je pozorovatelný. Současná klinická praxe nedisponuje tak sofistikovaným zpracováním signálu, aby výsledný záznam dovolil čitelnost, která by umožnila klasifikovat hypoxické stavy. Nicméně simulátor se vzhledem k svým programovým schopnostem omezuje na zadávání tepů matky číselně a tepu plodu jako jeho násobku. Toto omezení vzniklo v důsledku špatného vykreslování v rámci smísení EKG křivky matky a plodu. Po konzultaci s odborníky na programování ve vývojovém prostředí NI LabVIEW došlo k řešení, zakomponovaném v simulátoru. Základní myšlenka však zůstala zachována. Při vykreslování transabdominální metodou lze stejně jako u transvaginálního monitorování započítat do EKG změny vyvolané hypoxickými stavy. Aby generované signály nezůstaly dostupné pouze v rámci prostředí NI LabVIEW, byl vytvořen export signálů do formátu Excel a EDF. Vygenerovaný signál lze dále analyzovat v sofistikovanějších prostředích (např. ECG Feature Extractor) nebo použít jako zdroj signálu při vytváření algoritmů pro detekci hypoxických stavů, FHR detektory, STAN analyzátoř, apod. Simulátor dovoluje importovat signály z jiných nebo podobných projektů. Ačkoliv dovoluje prohlédnout importovaná data v časovém a amplitudově frekvenčním zobrazení, na podrobnější analýzu nezbyl v simulátoru dostatečně velký prostor. Byl proto vytvořen pomocný program, který dovoluje přehlednější základní analýzu v časové a amplitudově frekvenční oblasti.

## 8 Závěr

Hlavním úkolem předkládané diplomové práce byla simulace hypoxických stavů ohrožující správný vývoj plodu a snižující šanci na klidný průběh porodu bez komplikací. Pro pochopení vlivů hypoxických stavů bylo potřeba začlenit do diplomové práce poznatky z anatomie, fyziologie a patofyziologie plodového myokardu. Klíčovým bodem byla klasifikace hypoxických stavů v rámci dostupných klinických doporučení, která se svým způsobem snaží charakterizovat signifikantní znaky pro přicházející změny vitality plodu. Dále práce čerpá z vědeckých článků a odborné literatury zabývající se popisem změn plodové EKG křivky. Neméně důležitou etapou diplomové práce bylo vypracování souhrnu způsobů monitorování EKG plodu. Je na škodu, že dnešní klinická praxe je v oblasti monitorování plodu rozšířená pouze na ultrazvukové metody a kardiokardiografii. Tedy velmi malou část obrovského potenciálu, který v sobě ukrývá například transabdominální metoda monitorování. Včasné a spolehlivé diagnostikování hypoxických stavů plodu je v současnosti velkou výzvou. Velký potenciál se skrývá v možnosti předvídat tyto stavy a předcházet následkům hypoxie a ochránit tak maximální šanci na zdraví plodu. Monitorování plodu dnešními stávajícími metodami není dostatečně přesné a průkazné. Důvodem je vysoká senzitivita KTG a nízká specifita stanovení hypoxie.

Jádrem diplomové práce bylo využití dnešních poznatků o klasifikaci hypoxických stavů. Výsledkem byl návrh a realizace virtuálního simulátoru ve vývojovém prostředí NI LabVIEW. V rozsahu zadání diplomové práce byl vytvořen základní simulátor. Jeho vlastnosti začínají možností nastavování tepové frekvence a amplitud jednotlivých kmitů a vln v rámci amplitudových mezí stanovených pro plodové EKG. Pokračují možností volit stavy slučující se s diagnostikou hypoxických stavů. Tím je možnost volby tepové frekvence odrážející normální, intermediární nebo patologický stav plodu z pohledu KTG klinického doporučení. Dále umožňuje nastavování úseku ST a to možnosti číselné volby poměru vlny T ke komplexu QRS. V rámci změny ST segmentu lze volit opět mezi normálním, intermediárním a patologickým stavem. K těmto možnostem se připojuje volba bifázicity ST úseku ve třech stupních. V rámci vývoje uživatelského prostředí byla provedena optimalizace ovládacích a zobrazovacích prvků. Lze pohodlně nastavovat jak fyziologické parametry (amplitudy a tepovou frekvenci), tak i patologické (T/QRS, patologické stavy). To vše doplněno o možnost zobrazovat průběhy v časové i frekvenční oblasti. Další volbou byla možnost exportovat nebo importovat EKG záznamy.

Nad rámec zadání diplomové práce byla provedena další optimalizace uživatelského prostředí o další zobrazovací prvky a ilustraci. Prostředí bylo rozšířeno o možnost zobrazovat signál za pomoci konvenčního KTG a méně konvenčního ST monitoru, které se využívají v diagnostice předporodní a během porodu. Dále byla práce rozšířena o metodu transabdominálního monitorování, které zahrnuje kromě zobrazení EKG plodu, postiženého nastavitelnými patologickými poruchami, také zobrazení s přidaným rušením EKG matky. Tato metoda monitorování byla rovněž vybavena dvěma způsoby exportování dat. Transabdominální snímání bylo rozšířeno o možnost volby svodů. Bohužel specifikace pro transabdominální

metody jsou chráněným tajemstvím výrobních firem, proto bylo stanovení parametrů průnikem odvození od analýzy reálných záznamů s teoretickými poznatky šíření signálu v těle. Každý jednotlivý oddíl metody monitorování obsahuje ilustrace, které názorně ukazují, jakým způsobem je metoda realizovatelná v klinické praxi. Uživatelské prostředí obsahuje také náhledy, které ilustrují, jaké se nastavují parametry a jak se projeví na výsledném EKG. Doplnkem těchto pomůcek je i krátký popis poruchy, která je uživatelem v simulátoru nastavena.

Jistým omezením v případě transabdominální simulace, je omezená nabídka tepové frekvence plodu. Ta vychází z konstrukčního omezení, týkající ho se chodu obou metod v jedné smyčce *While loop*. Výhodou je úspora programovacího místa a zakomponování celého projektu téměř do jedné souvislé smyčky. Problém je ale počet vzorků jednotlivých metod. Neboť díky přidání rušení matky do transabdominálního monitorování je nerovný poměr počtu vzorků signálu ve srovnání s transvaginálním monitorování, které toto rušení neobsahuje. Z toho vyplývá další omezení, které umožňuje správnou funkci simulátoru buď v jedné, nebo druhé metody. Současný běh obou metod je funkční ale nepřesný.

Přes tato omezení je simulátor schopen věrně demonstrovat křivku EKG. Důkazem je srovnání průběhů s reálnými záznamy. Simulátor byl konstruován ve vývojovém prostředí LabVIEW. Toto prostředí se vyznačuje jednoduchým používáním tzv. sub komponent (*sub VI*), které mohou vytvořit jiní uživatelé pracující v tomto programu. Výsledkem může být spolupráce vycházející z této kompatibility.

Dalším pomyslným krokem při vývoji tohoto plodového simulátoru může být vzájemné spojení s projektem týkající se tématu vnějšího a technického rušení plodového EKG. Spojením těchto projektů by vznikl komplexní nástroj demonstrující jak patologická, tak i biologická nebo technická rušení. Nicméně samotný simulátor je názorným prostředkem pro demonstraci vlivů, které jsou známkou hypoxických stavů. Za pomoci exportních funkcí lze výsledky simulace dále prezentovat anebo využít jako zdroj pro další analýzy FHR, ST analyzátorů, pro lékaře, pro techniky pro další výzkum, apod.

Tento zdroj syntetického záznamu plodového EKG má potenciál k dalšímu využití ve vývoji neinvazivních metod monitorování EKG. A to z důvodu jasně daných parametrů. Díky tomu může být signál použit jako referenční při vývoji KTG, či ST analyzátorů. A to jak v případě invazivních, tak i neinvazivních metod monitorování.

# Literatura

- [1] MOORE, Keith L a T PERSAUD. *Zrození člověka: embryologie s klinickým zaměřením*. 1. české vyd. Praha: ISV, 2002, xiv, 564 s. Lékařství. ISBN 80-85866-94-3.
- [2] SADLER, T. *Langmanova lékařská embryologie*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2011, xviii, 414 s. ISBN 978-80-247-2640-3.
- [3] MARTINEK, Radek. *Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu*. Ostrava, 2014. Dostupné z: <http://theses.cz/id/imm429/>. Disertační práce. VŠB-TU Ostrava. Vedoucí práce Jan Žídek.
- [4] JANKŮ, Petr. *Analýza ST úseku fetálního EKG v intrapartální diagnostice hypoxie plodu u rizikových gravidit*. Brno, 2007, 78 s. Dostupné z: <http://theses.cz/id/3hn3rj/>.
- [5] JEŽOVÁ, Marta, HOTÁRKOVÁ, Sylva, MUČKOVÁ, Katarína. *Hypertextový atlas novorozenecké patologie: Multimediální podpora výuky klinických a zdravotnických oborů* [online]. Portál Lékařské fakulty Masarykovy univerzity [online], 2010. Poslední revize 27. 9. 2011, [cit. 2014-10-05]. ISSN 1801-6103.
- [6] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [7] SAMENI. A Review of Fetal ECG Signal Processing Issues and Promising Directions. *The Open Pacing, Electrophysiology & Therapy Journal* [online]. 2010 [cit. 2014-10-05]. DOI: 10.2174/1876536x01003010004.
- [8] GRAATSMA, Margo. *Monitoring of fetal heart rate and uterine activity* [online]. Amsterdam, 2010 [cit. 2015-10-12]. ISBN 978-90-5335-334-9. Dostupné z: <http://docslide.us/documents/graatsma.html>. Profesorská práce. Universiteit Utrecht.
- [9] MATONIA, Adam, Janusz JEEWSKI, Tomasz KUPKA, Janusz WRÓBEL a Krzysztof HOROBA. Modelling of Non-invasively Recorded Maternal and Fetal Electrocardiographic Signals: Biocybernetics and Biomedical Engineering. *Institute of Medical Technology and Equipment*. 2005, roč. 25, č. 2, s. 27-39.



- [10] HASAN, M.A., REAZ, M. I. IBRAHIMY, M. S. HUSSAIN a J. UDDIN. Detection and processing techniques of FECG signal for fetal monitoring. *Biological procedures* [online]. 2009, roč. 11, č. 1 [cit. 2014-10-13]. DOI: 10.1007/s12575-009-9006. Dostupné z: <http://www.biologicalproceduresonline.com/content/11/1/263>.
- [11] (EDS)., Fabian Theis...[et al.]). *Latent variable analysis and signal separation 10th International Conference, LVA/ICA 2012, Tel Aviv, Israel, March 12-15, 2012. Proceedings*. Berlin: Springer, 2012. ISBN 9783642285516.
- [12] KEZI, SELVA VIJILA, C. a P. KANAGASABAPATHY. *Intelligent technique of canceling maternal ECG. FECG extraction*. 2008, roč. 5, č. 2, s. 27-45.
- [13] *Courses - Přednášky - Obecná morfologie živočichů* [Online]. [cit. 2014-11-05]. Dostupné z: <http://rocek.gli.cas.cz/Courses/courses.htm>.
- [14] *Cardiology - TQ - Memorize.com* [Online]. [cit. 2014-10-11]. Dostupné z: <http://memorize.com/cardiology-tq/tytyqiu>.
- [15] *Blood Circulation in Fetus an Newborn - Health encyclopedia, University od Rochester* [Online]. [cit. 2014-11-10]. Dostupné z: <http://www.urmc.rochester.edu/encyclopedia/content.aspx?ContentTypeID=90&ContentID=P02362>.
- [16] *Mechanické a elektrické projevy kardiovaskulárního systému - praktická cvičení z lékařské biofyziky* [Online]. [cit. 2014-11-16]. Dostupné z: [http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz\\_text.php?identifik=kbf\\_1526\\_t&код\\_kurzu=kbf\\_1526&id\\_kap=1&startpos=5](http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz_text.php?identifik=kbf_1526_t&код_kurzu=kbf_1526&id_kap=1&startpos=5).
- [17] *Fetal ECG monitoring - US 7949389 B2* [Online]. [cit. 2014-11-19]. Dostupné z: <http://www.google.co.in/patents/US7949389>.
- [18] Neoventa Medical AB: Informace o ST analyzátoru STAN S31 [online]. 2012 [cit. 2015-03-10]. Dostupné z: <http://www.neoventa.com/products/stan/>

- [19] ZACH, Lukáš. *Automatická analýza kardiokografického záznamu plodu* [online]. 2014 [cit. 2014-11-20]. Diplomová práce. ČVUT - Praha, Fakulta elektrotechnická, katedra kybernetiky. Vedoucí práce Václav Chudáček. Dostupné z: <http://cyber.felk.cvut.cz/research/theses/papers/335.pdf>.
  
- [20] PODLIPNÁ, Petra. *Generátor EKG signálu* [online]. 2009 [cit. 2014-11-20]. Bakalářská práce. VUT - Brno, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, ústav radioelektroniky. Vedoucí práce Vratislav Harabiš. Dostupné z: [http://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=17134](http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=17134).
  
- [21] *Online case library of real life CTG recordings* [Online]. [cit. 2014-11-29]. Dostupné z: <http://www.stancases.com/>.
  
- [22] VRABLIK, J., E. HADDAD, Z. HAJEK a J ZIVNY. Nejnovější metoda monitorování plodu během porodu pomocí STAN. Praktická gynekologie. 2013, roč. 4, č. 3, s. 21. [Online]. [cit. 2014-12-10]. Dostupné z: [http://www.prolekare.cz/pdf?id=pg\\_03\\_04\\_05.pdf](http://www.prolekare.cz/pdf?id=pg_03_04_05.pdf).
  
- [23] ZGALLAI, W. A. *Second- and Third-Order Statistical Characterization of Non-Linearity and Non-Gaussianity of Adult and Fetal ECG Signals and Noise* [online]. Velká Británie, 2013 [cit. 2015-02-10]. ISBN 978-953-51-0924-2. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/practical-applications-in-biomedical-engineering/second-and-third-order-statistical-characterization-of-non-linearity-and-non-gaussianity-of-adult-an>.
  
- [24] FANELLI, A., M.G. SIGNORINI, M. FERRARIO, P. PEREGO, L. PICCINI, G. ANDREONI a G. MAGENES. *Telefetalcare: a first prototype of a wearable fetal electrocardiograph*. [online]. s. 4 [cit. 2015-04-20]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22255924>.
  
- [25] ROZTOČIL, Aleš. *Moderní porodnictví*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008, 405 s. ISBN 978-80-247-1941-2.
  
- [26] MANDRUZZATO, Giampaolo. Obstetrical Doppler: the evidence today. *Journal of Perinatal Medicine* [online]. 2015, vol. 43, issue 2 [cit. 2015-03-02]. DOI: 10.1515/jpm-2014-0307.

- [27] JAMES, D. Obstetrics and technology. In: *IEE Colloquium on Technology in Medicine: Has Practice Met the Promise?* [online]. 1996 [cit. 2015-03-05]. DOI: 10.1049/ic:19961024.
  
- [28] LEE, J. et al. *Development of a new non-invasive system for fetal hypoxia diagnosis*, *Computers in Cardiology*. [online]. 2006 , vol., no., pp.477,480, 17-20 Sept. 2006. [cit. 2015-03-7] Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4511892&isnumber=4511770>.
  
- [29] ALVAREZ, Luis Omar Sarmiento, Yudy Natalia Florez ORDONEZ, Alberto Gonzalez SALVADOR a Jose Millet ROIG. Noninvasive FECG for estimating the fetal heart rate. In: *Symposium of Signals, Images and Artificial Vision - 2013: STSIVA - 2013* [online]. 2013 [cit. 2015-05-05]. DOI: 10.1109/stsiva.2013.6644934.
  
- [30] CLIFFORD, Gari et. al. *CrowdLabel: A crowdsourcing platform for electrophysiology*, *Computing in Cardiology Conference (CinC)*, 2014, [online], vol., no., pp.789,792, 7-10 Sept. 2014, [cit. 2015-03-12]. Dostupné z: <http://www.cinc.org/2014/pre-prints/224-10.pdf>.
  
- [31] ROZTOCIL, A. et al. *Continuous monitoring of fetal oxygen saturation (FSpO2) using intrapartum fetal pulse oximetry (IFPO) in the diagnosis of acute fetal hypoxia*. *Ceska Gynekol.* 2000 Jul;65(4) 224-230. PubMed PMID: 11039226.
  
- [32] AGOSTINELLI, A. et al. Noninvasive Fetal Electrocardiography: An Overview of the Signal Electrophysiological Meaning, Recording Procedures, and Processing Techniques. *Annals of Noninvasive Electrocardiology* [online]. 2015, [cit. 2015-03-20]. DOI: 10.1111/anec.12259.
  
- [33] REED, Nicholas N., Michele P. MOHAJER, Daljit S. SAHOTA, David K. JAMES a E.Malcolm SYMONDS. The potential impact of PR interval analysis of the fetal electrocardiogram (FECG) on intrapartum fetal monitoring. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology* [online]. 1996, vol. 68, s. 87-92 [cit. 2015-03-20]. DOI: 10.1016/0301-2115(96)02496-7.

- [34] STRACHAN, Bryony K, Willem J van WIJNGAARDEN, Daljit SAHOTA, Allan CHANG a David K JAMES. Cardiotocography only versus cardiotocography plus PR-interval analysis in intrapartum surveillance: a randomised, multicentre trial. *The Lancet* [online]. 2000, vol. 355, issue 9202, s. 456-459 [cit. 2015-03-20]. DOI: 10.1016/s0140-6736(00)82012-7.
  
- [35] REGUIG, F. Berekci a D.L. KIRK. Design of an FECG scalp electrode fetal heart rate monitor. *Medical Engineering & Physics* [online]. 1996, vol. 18, issue 2, s. 150-160 [cit. 2015-03-22]. DOI: 10.1016/1350-4533(95)00035-6.
  
- [36] MARTINEK, Radek a Jan ŽÍDEK. 2012. A System for Improving the Diagnostic Quality of Fetal Electrocardiogram. *Przegląd Elektrotechniczny* [online]. (5B): 10 [cit. 2015-04-05]. ISSN 0033-2097. Dostupné z: <http://pe.org.pl/articles/2012/5b/39.pdf>
  
- [37] MARTINEK, Radek a Jan ŽÍDEK. 2012. Refining the diagnostic quality of the abdominal fetal electrocardiogram using the techniques of artificial intelligence. *Przegląd Elektrotechniczny* [online]. (12B): 10 [cit. 2015-04-05]. ISSN 0033-2097. Dostupné z: <http://pe.org.pl/articles/2012/5b/39.pdf>
  
- [38] MARTINEK, Radek a Jan ZIDEK. The Real Implementation of ANFIS Channel Equalizer on the System of Software-Defined Radio. *IETE Journal of Research* [online]. 2014, vol. 60, issue 2, s. 183-193 [cit. 2015-04-07]. DOI: 10.1080/03772063.2014.914698.
  
- [39] MARTINEK, Radek, Jakub MANAS, Jan ZIDEK a Petr BILIK. Power Quality Improvement by Shunt Active Performance Filters Emulated by Artificial Intelligence Techniques. In: *Proceedings of the 2nd International Conference on Advances in Computer Science and Engineering* [online]. 2013 [cit. 2015-04-10]. ISSN 1802-4564. Dostupné z: [http://147.228.94.30/index.php?option=com\\_content&view=article&id=370:vyuiti-adaptivnich-algoritm-lms-a-rls-v-oblasti-adaptivniho-potlaovani-umu-a-rueni&catid=44:islo-12013&Itemid=51](http://147.228.94.30/index.php?option=com_content&view=article&id=370:vyuiti-adaptivnich-algoritm-lms-a-rls-v-oblasti-adaptivniho-potlaovani-umu-a-rueni&catid=44:islo-12013&Itemid=51)
  
- [40] MARTINEK, Radek. Využití adaptivních algoritmů LMS a RLS v oblasti adaptivního potlačování šumu a rušení. *ElectroScope*, [online]. (2013): 8 [cit. 2015-04-05]. ISSN 0033-2097. Dostupné z: <http://pe.org.pl/articles/2012/5b/39.pdf>

- [41] MARTINEK, Radek a Jan ŽÍDEK. 2012. The real implementation of NLMS channel equalizer into the system of software defined radio. *Advances in Electrical and Electronic Engineering* [online]. (5): 7 [cit. 2015-04-15]. ISSN 1804-3119. Dostupné z: <https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/96177/AEEE-2012-10-5-330-martinek.pdf?sequence=1>
- [42] MARTINEK, Radek, Jan ZIDEK, Petr BILIK, Jakub MANAS, Jiri KOZIOREK, Zhaosheng TENG a He WEN. The Use of LMS and RLS Adaptive Algorithms for an Adaptive Control Method of Active Power Filter. *Energy and Power Engineering* [online]. 2013, vol. 05, issue 04, s. 1126-1133 [cit. 2015-04-10]. DOI: 10.4236/epe.2013.54b215.
- [43] Monica Healthcare [online]. 2013 [cit. 2015-03-10]. Dostupné z: <http://www.monicahealthcare.com/index.php>.

## Seznam obrázků

Obrázek 1: Souvislost mechanické činnosti srdce a elektrokardiogramu. Vytvořeno na základě [3], [4], [16].....	6
Obrázek 2: Porovnání mateřské EKG s plodovým EKG. Převzato a upraveno podle [17]. ....	8
Obrázek 3: Výkonové spektrum. Převzato podle [3]. ....	9
Obrázek 4: Převodní systém srdeční. Převzato podle [3].....	11
Obrázek 5: Vývoj plodového srdce během prvních týdnů těhotenství. Převzato a upraveno podle [3],[13]. ....	14
Obrázek 6: Septace předsíní plodového srdce. Převzato a upraveno podle [14].....	15
Obrázek 7: Septace komor plodového srdce. Převzato a upraveno podle [14]. ....	16
Obrázek 8: Krevní oběh plodu. Převzato a upraveno podle [15]. ....	18
Obrázek 9: Chronologická tabulka stavů hypoxie. Převzato a upraveno podle [3]. ....	21
Obrázek 10: Transabdominální KTG. Převzato a upraveno podle [19].....	24
Obrázek 11: Transvaginální KTG. Převzato a upraveno podle [19]. ....	24
Obrázek 12: Změny průběhu EKG křivky plodu při hypoxických stavech. Převzato podle [3].	27
Obrázek 13: Metoda transvaginálního monitorování. Převzato a upraveno podle [3], [23]. ....	30
Obrázek 14: Transabdominální metoda. Převzato a upraveno podle [3], [23].....	31
Obrázek 15: Rozmístění elektrod transabdominálního snímání. Převzato a upraveno podle [24]. .....	32
Obrázek 16: První tři Hermittovy funkce pro $t \in < 0,400 >$ (ms) a pro $b = 300$ ms. Převzato a upraveno podle [9]. ....	33
Obrázek 17: Modelace mateřského a plodového EKG za pomoci hodnot z tabulky 4. Převzato a upraveno podle [9]. ....	34
Obrázek 18: Dynamický model. Převzato podle [20]. ....	35
Obrázek 19: Časově funkční diagram diplomové práce. ....	37
Obrázek 20: Reálný záznam KTG. Převzato a upraveno podle [21]. ....	39
Obrázek 21: Reálný záznam KTG s ST analýzou. Převzato a upraveno podle [21]. ....	41
Obrázek 22: Ukázka analýzy reálných záznamů. Detekce QRS komplexu. ....	42
Obrázek 23: Ukázka výsledků analýzy reálných záznamů. ....	42
Obrázek 24: Čelní panel fEKG VI – záložka nastavení parametrů.....	44

Obrázek 25: Volba KTG stavů, tepů, tachykardie, bradykardie, akcelerace, decelerace.....	45
Obrázek 26: Rolovací nabídka volby ST patologie, bifázicity, sklonu ST úseku, přepínač poměru T/QRS (volí se rozsah od-do, nebo nastavení s jemnou oscilací kolem nastavené hodnoty). .....	46
Obrázek 27: Nastavování amplitud a tepu při výchozím nastavení KTG, s číselným zobrazením. ....	47
Obrázek 28: Volba svodů a tepové frekvence při transabdominálním snímání.....	47
Obrázek 29: Nabídka exportu a importu. ....	48
Obrázek 30 : Zobrazení signálu v časové (nahore) a frekvenční (dole) oblasti. ....	48
Obrázek 31: KTG a ST zobrazení. ....	49
Obrázek 32: Popis zvolené poruchy.....	49
Obrázek 33: A) Sestava generátorů tvořící EKG křivku, B) funkce <i>Insert into array</i> , C) výstupní signál. ....	51
Obrázek 34: A) <i>Numeric control</i> – vstup do bloku <i>Formula node</i> platný pro zadání hodnoty tepové frekvence (v bpm) B) tělo funkce (algoritmus výpočtu) <i>Formula node</i> , C) vstup do bloku <i>Formula node</i> platný pro zadání hodnoty vzorkovací frekvence.....	52
Obrázek 35: Oblast KTG blokového diagramu.....	53
Obrázek 36: Struktura transvaginálního bloku.....	54
Obrázek 37: Struktura transabdominálního bloku. ....	55
Obrázek 38: Struktura bloku pro export a import. ....	56
Obrázek 39: Náhled na komponentu T/QRS.....	57
Obrázek 40: Ikona generátoru mEKG v blokovém diagramu.....	57
Obrázek 41: : Ikona generátoru fEKG v blokovém diagramu. ....	58
Obrázek 42: Ikona směšovače mEKG + fEKG v blokovém diagramu.....	59
Obrázek 43: Blokový diagram směšovače fECG + mECG. ....	60
Obrázek 44: 1. sekvence pro grafické pokyny. ....	61
Obrázek 45: 2. sekvence pro limity tepové frekvence. ....	62
Obrázek 46: Náhled na limity bradykardie a tachykardie.....	62
Obrázek 47: A) Struktura výkonu funkce, B) časování pro výpočet doby trvání funkce. ....	63
Obrázek 48: Funkční bloky variability. ....	63
Obrázek 49: Bloky funkčních generátorů, které ovlivňuje poměr T/QRS.....	64
Obrázek 50: Blok nárůstu hodnoty T/QRS. ....	65

Obrázek 51: Blok bifázického stupně BP1. ....	66
Obrázek 52: Blok bifázického stupně BP2 a BP3. ....	66
Obrázek 53: Zpětné zobrazení dat exportu v programu Microsoft Excel. ....	69
Obrázek 54: Expresní funkce zápisu dat do EDF formátu. ....	69
Obrázek 55: ECG feature extractor pro otevření EDF souborů. ....	70
Obrázek 56: Analýza signálu za pomoci ECG feature extractor. ....	71
Obrázek 57: Desetiminutová simulace KTG + STAN. ....	73
Obrázek 58: Jeden EKG komplex pro KTG + STAN. Doplnkové zobrazení pro vizuální posouzení poměru T/QRS a morfologie EKG křivky. ....	74
Obrázek 59: Doprovodné číselné hodnoty tepové frekvence, poměru T/QRS a nárůstu T/QRS nad bazální linii. ....	74
Obrázek 60: Reálný záznam KTG + STAN. ....	75
Obrázek 61: Simulovaný záznam vycházející z reálného záznamu z obrázku 60. ....	76
Obrázek 62: Zobrazení plodového EKG v časové oblasti (FHR: základní linie 110 BPM, variabilita: 10 BPM, T/QRS: -0,1 + epizodní nárůst o +0,20, bez bifázicity.) ....	77
Obrázek 63: Zobrazení plodového EKG ve frekvenční oblasti. Stejně parametry jako v obrázku výše. ....	77
Obrázek 64: Amplitudové spektrum P vlny. ....	77
Obrázek 65: Amplitudové spektrum T vlny. ....	78
Obrázek 66: Amplitudové spektrum komplexu QRS. ....	78
Obrázek 67: Amplitudové spektrum EKG signálu. ....	78
Obrázek 68: Porovnání s teoretickými poznatky elevace ST úseku (barevně) a výstupním signálem simulátoru (černobíle). ....	79
Obrázek 69: Porovnání s teoretickými poznatky deprese ST úseku (barevně) a výstupním signálem simulátoru (černobíle). ....	80
Obrázek 70: Porovnání bifázicity BP1 s teoretickým předpokladem. ....	81
Obrázek 71: Porovnání bifázicity BP2 a BP3 s teoretickým předpokladem. ....	81
Obrázek 72: Reálný záznam transabdominálního EKG v čase. ....	82
Obrázek 73: Amplitudové spektrum reálného EKG. ....	82
Obrázek 74: Časový záznam EKG čase ze simulátoru (bez patologií, tep matky: 60 BPM, tep plodu: 120 BPM). ....	83
Obrázek 75: Amplitudové spektrum plodového EKG pořízené simulátorem. ....	83



Obrázek 76: Časový Transabdominální záznam ze simulátoru s bifázicitou 3. stupně u plodového EKG.....	83
Obrázek 77: Analýza reálných záznamů KTG.....	XV
Obrázek 78: Analýza reálných záznamů KTG.....	XVI
Obrázek 79: Analýza reálných záznamů KTG.....	XVII
Obrázek 80: Analýza reálných záznamů KTG.....	XVIII
Obrázek 81: Analýza reálných záznamů KTG + STAN. ....	XIX
Obrázek 82: Analýza reálných záznamů KTG + STAN. ....	XX
Obrázek 83: Analýza reálných záznamů KTG.....	XXI
Obrázek 84: Analýza reálných záznamů KTG + STAN. ....	XXII
Obrázek 85: Analýza reálných transabdominálních záznamů v programu Polyman EDF. ....	XXIII
Obrázek 86: Analýza reálných transabdominálních záznamů v programu Polyman EDF. ....	XXIII
Obrázek 87: Analýza reálných transabdominálních záznamů v programu Polyman EDF. ..	XXIV
Obrázek 88: Analýza reálných transabdominálních záznamů v programu Polyman EDF. ..	XXIV
Obrázek 89: Ukázka výstupní zprávy pro analýzu transabdominálního EKG v programu ECG feature extractor. ....	XXV
Obrázek 90: Ukázka analýzy transvaginálního signálu v programu ECG feature extractor. ....	XXVII
Obrázek 91: Ukázka analýzy transvaginálního signálu v programu ECG feature extractor. ....	XXVII
Obrázek 92: Ukázka analýzy transvaginálního signálu v programu Polyman EDF. ....	XXVIII
Obrázek 93: Čelní panel – Nastavení parametrů.....	XXX
Obrázek 94: Čelní panel – Transvaginální monitorování, časový průběh. ....	XXXI
Obrázek 95: Čelní panel – transvaginální monitorování, frekvenční průběh.....	XXXII
Obrázek 96: Čelní panel - transabdominální monitorování. ....	XXXIII
Obrázek 97: Čelní panel – KTG + STAN.....	XXXIV
Obrázek 98: Blokový diagram struktury Case: poruchy – default, normální. ....	XXXV
Obrázek 99: Blokový diagram sub vi: mECG. ....	XXXVI
Obrázek 100: Blokový diagram sub vi: fECG+mECG.....	XXXVI
Obrázek 101: Čelní panel podpůrného programu pro import souborů. ....	XXXVII
Obrázek 102: Blokové schéma podpůrného programu pro import souborů. ....	XXXVII

Obrázek 103: KTG+STAN: FHR:111BPM, bifázicita 3. stupně, T/QRS:0,1, nárůst:0,20. Epizodní akcelerace i decelerace. ....	XXXVIII
Obrázek 104: KTG+STAN: FHR:100BPM, bifázicita 1. stupně, T/QRS:0,1. Epizodní decelerace.....	XXXVIII
Obrázek 105: Transvaginální EKG + spektrum: FHR:100BPM, Variabilita:10BPM, T/QRS:0,1. .....	XXXIX
Obrázek 106: Transvaginální EKG + spektrum: FHR:60BPM, Variabilita: 5 BPM, T/QRS:0,1 Nárůst T/QRS: 0,19.....	XXXIX
Obrázek 107: Transvaginální EKG + spektrum: FHR:170BPM, Variabilita: 5 BPM, T/QRS:0,09. ....	XL
Obrázek 108: Transvaginální EKG + spektrum: FHR:50BPM, Variabilita: 5 BPM, T/QRS:0,1. .....	XL
Obrázek 109: Transvaginální EKG – bifázicita BP1 – BP3. ....	XLI
Obrázek 110: Transabdominální EKG + spektrum: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1. .....	XLII
Obrázek 111: Transabdominální EKG + spektrum: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,35. ....	XLIII
Obrázek 112: Transabdominální EKG: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, Bifázicita 3. stupně, T/QRS:0,1. ....	XLIII
Obrázek 113: Transabdominální EKG: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, Bifázicita 2. stupně, T/QRS:0,1. ....	XLIV
Obrázek 114: Transabdominální EKG: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, Bifázicita 1. stupně, T/QRS:0,1. ....	XLIV
Obrázek 115: Transabdominální EKG + spektrum: mFHR:60BPM, fFHR:180BPM, Bifázicita 3. stupně, T/QRS:0,1.....	XLV
Obrázek 116: : Transabdominální EKG – Svod Abdo1: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1. ....	XLV
Obrázek 117: Transabdominální EKG – Svod Abdo2: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1. ....	XLVI
Obrázek 118: Transabdominální EKG – Svod Abdo3: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1. ....	XLVI
Obrázek 119: Transabdominální EKG – Svod Abdo4: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1. ....	XLVI
Obrázek 120: Transabdominální EKG – Svod Abdo5: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1. ....	XLVII

Obrázek 121: Transabdominální EKG – Svod Abdo6: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1 .....	XLVII
Obrázek 122: Transabdominální EKG – Svod Abdo7: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1 .....	XLVII
Obrázek 123: Transabdominální EKG – Svod Abdo8: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1 .....	XLVIII

# Seznam tabulek

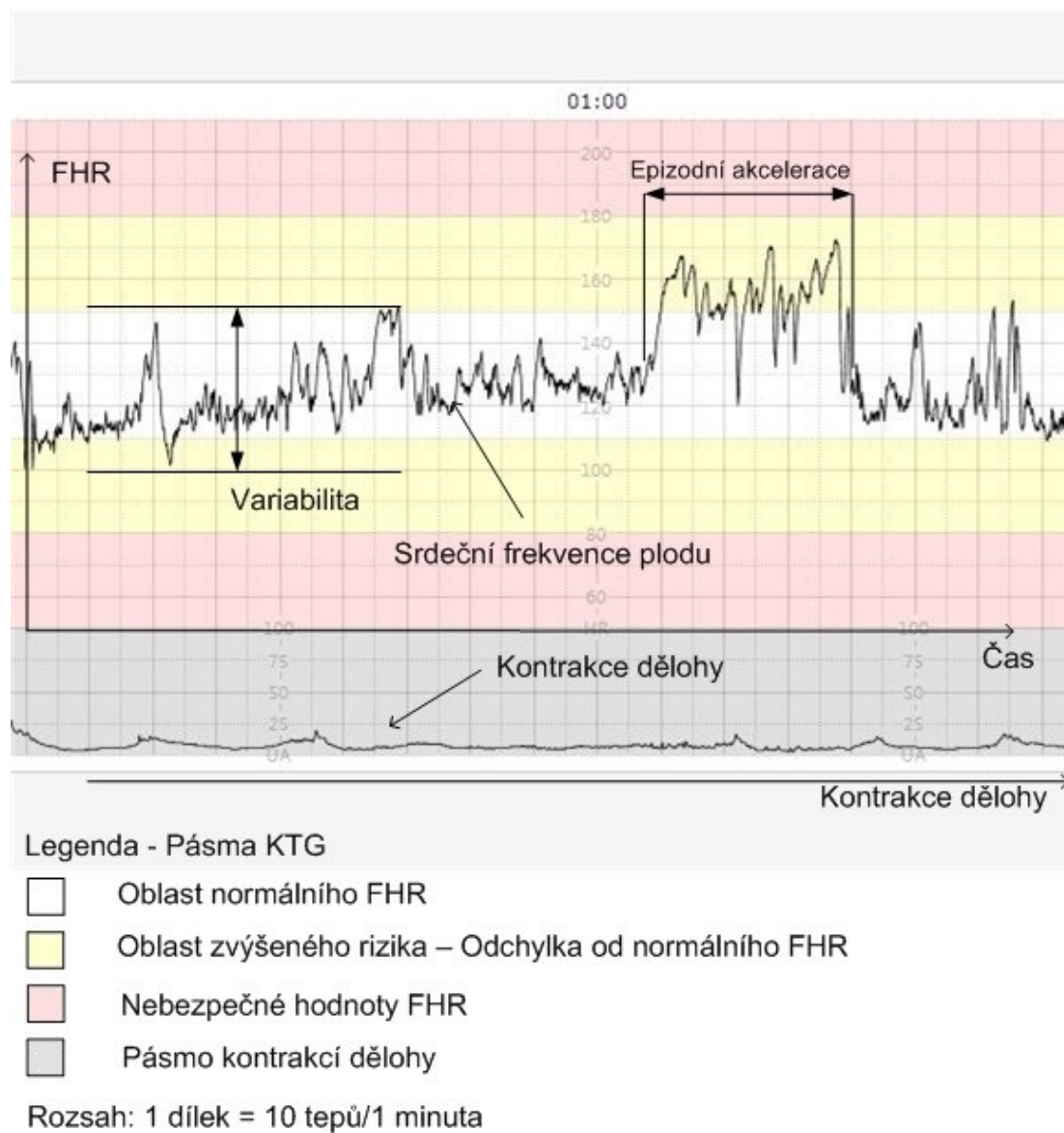
Tabulka 1: Klasifikace antepartálního FHR. Převzato a upraveno podle [19], [3]. .....	26
Tabulka 2: Klasifikace intrapartálního FHR. Převzato a upraveno podle [19], [3]. .....	26
Tabulka 3: Kritéria ST analýzy. Převzato a upraveno podle [4], [3]. .....	29
Tabulka 4: Amplitudové a časové (šířkové) parametry jednotlivých prvků EKG signálu matky a plodu. Převzato podle [9]. .....	34
Tabulka 5: Ukázka obsahu exportovaného souboru transabdominální metody.....	67
Tabulka 6: Ukázka obsahu exportovaného souboru transvaginální metody.....	68
Tabulka 7: Průměrné hodnoty amplitud QRS komplexu reálných záznamů. ....	XXVI
Tabulka 8: Průměrné hodnoty amplitud QRS komplexu reálných záznamů. ....	XXVII

# Seznam příloh

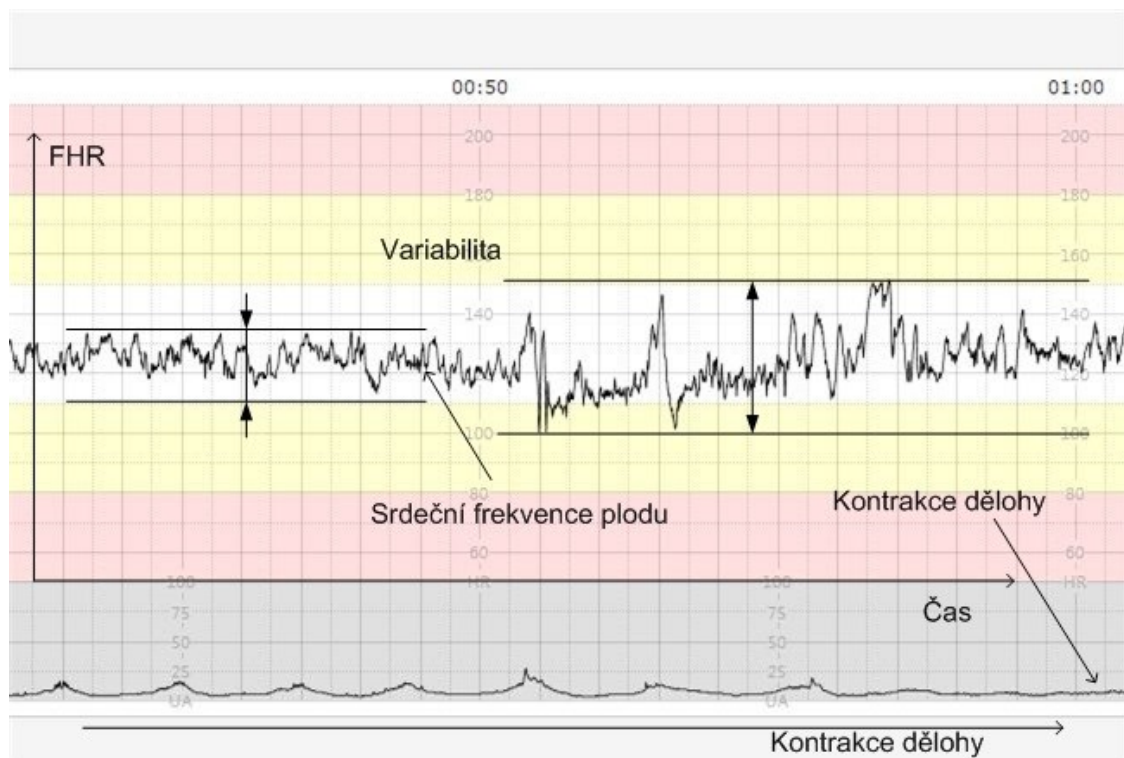
Příloha A: Reálné záznamy KTG + STAN	XV
Příloha B: Analýza reálných záznamů transabdominální metody	XXIII
Příloha C: Analýza reálných záznamů transvaginální metody	XXVII
Příloha D: Schéma blokového diagramu	XXIX
Příloha E: Čelní panel	XXX
Příloha F: Blokové diagramy SUB VI	XXXV
Příloha G: Výsledky simulace KTG + STAN	XXXVIII
Příloha H: Výsledky simulace transvaginální metody	XXXIX
Příloha I: Výsledky simulace transabdominální metody	XLII
Příloha J: Soubory obsažené v příloženém DVD	XLIX

## Přílohy

### Příloha A: Reálné záznamy KTG a STAN



Obrázek 77: Analýza reálných záznamů KTG.

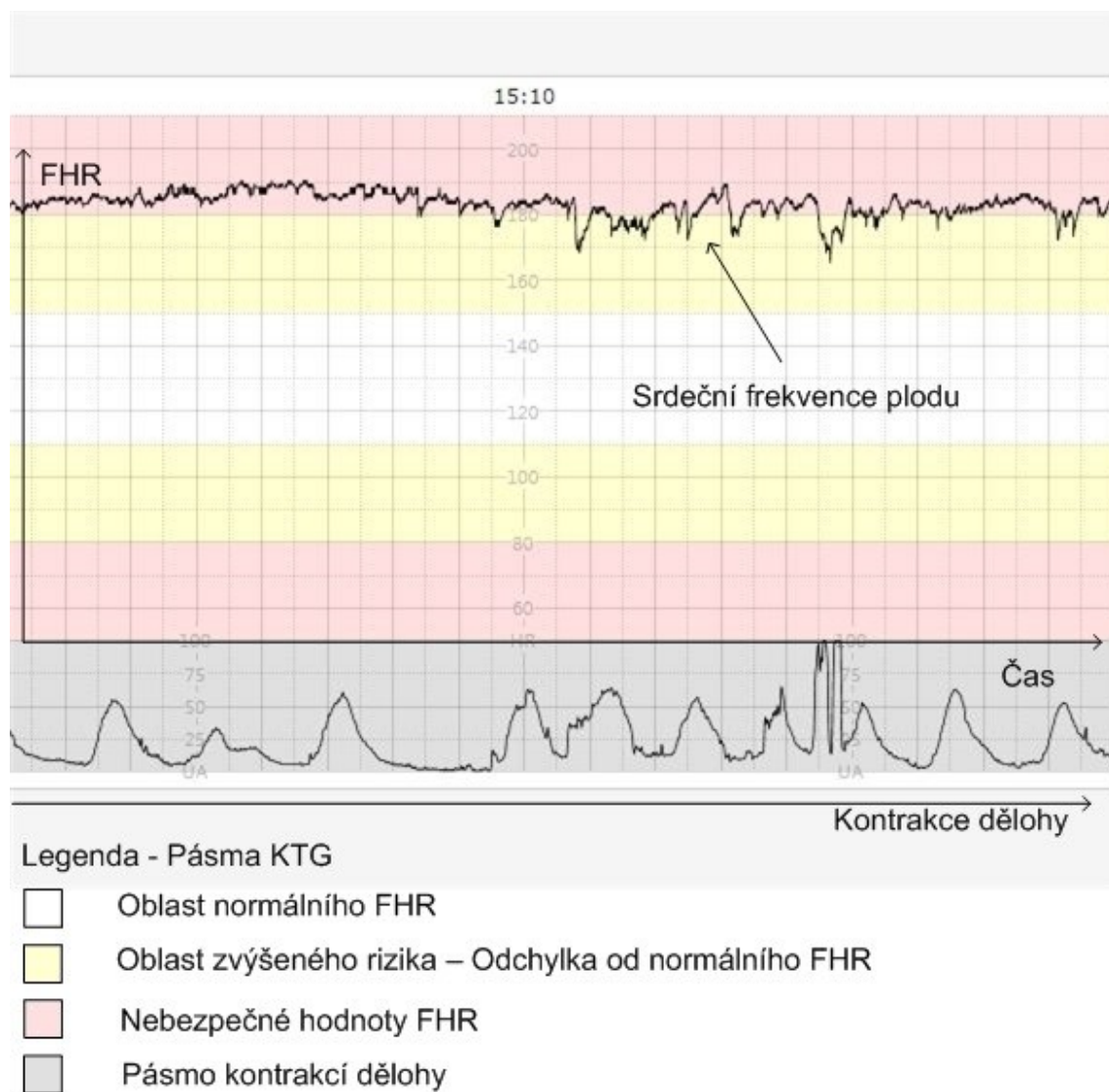


#### Legenda - Pásma KTG

- ☐ Oblast normálního FHR
- ☐ Oblast zvýšeného rizika – Odchylna od normálního FHR
- ☐ Nebezpečné hodnoty FHR
- ☐ Pásmo kontrakcí dělohy

Rozsah: 1 dílek = 10 tepů/1 minuta

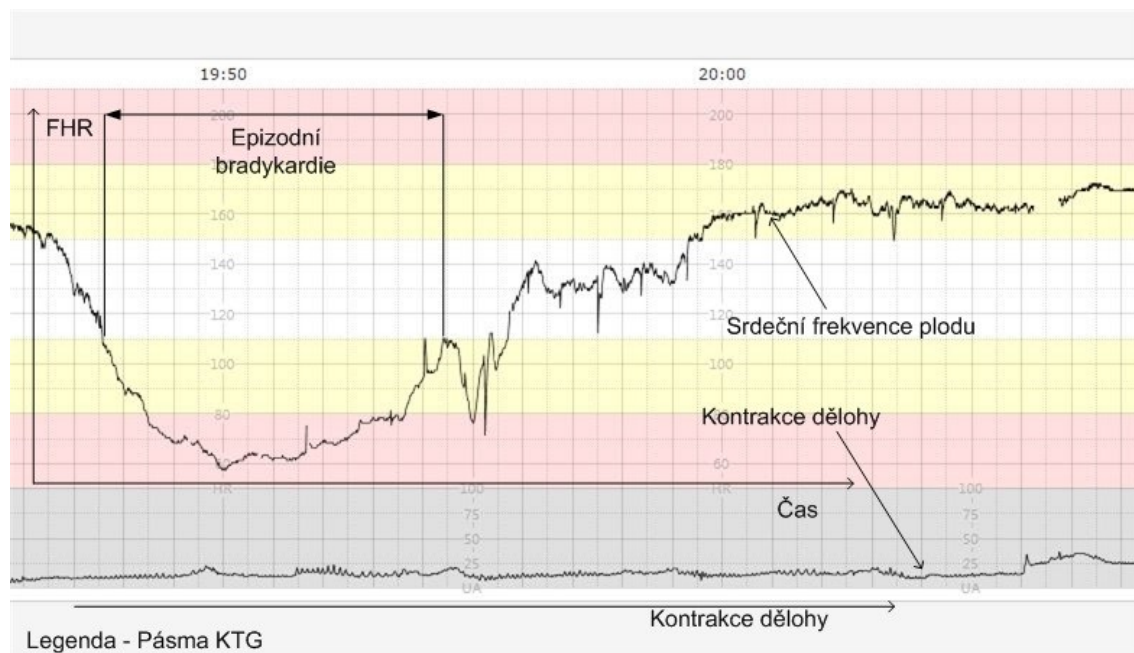
**Obrázek 78:** Analýza reálných záznamů KTG.



Rozsah: 1 dílek = 10 tepů/1 minuta

**Obrázek 79:** Analýza reálných záznamů KTG.



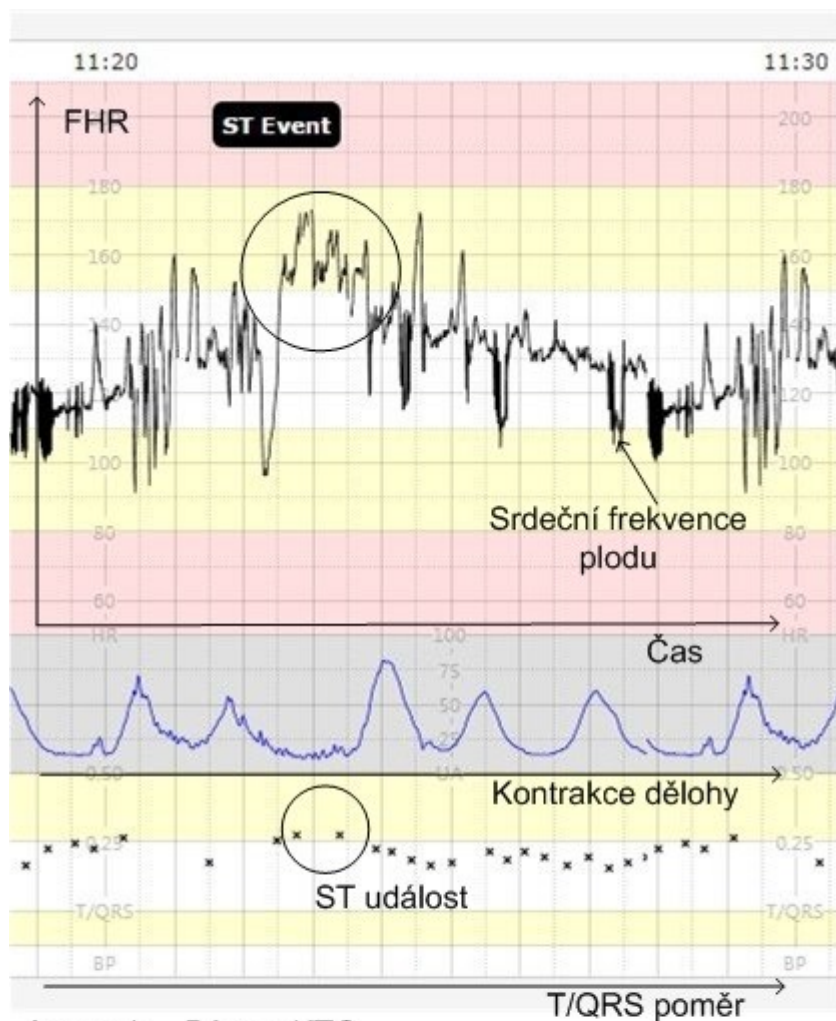


#### Legenda - Pásma KTG

- Oblast normálního FHR
- Oblast zvýšeného rizika – Odchylka od normálního FHR
- Nebezpečné hodnoty FHR
- Pásma kontrakcí dělohy

Rozsah: 1 dílek = 10 tepů/1 minuta

**Obrázek 80:** Analýza reálných záznamů KTG.

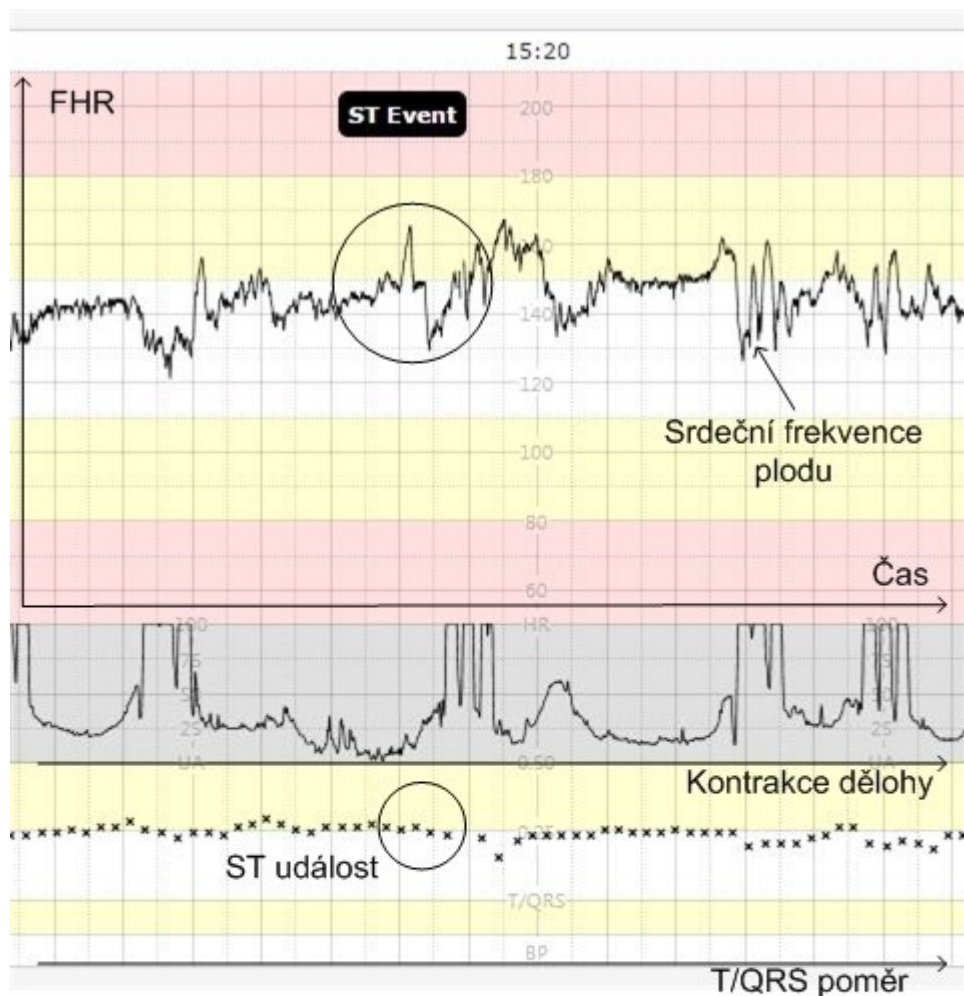


#### Legenda - Pásma KTG

- Oblast normálního FHR
- Oblast zvýšeného rizika – Odchylka od normálního FHR
- Nebezpečné hodnoty FHR
- Pásmo kontrakcí dělohy
- Oblast ST události

Rozsah: 1 dílek = 10 tepů/1 minuta

**Obrázek 81:** Analýza reálných záznamů KTG + STAN.

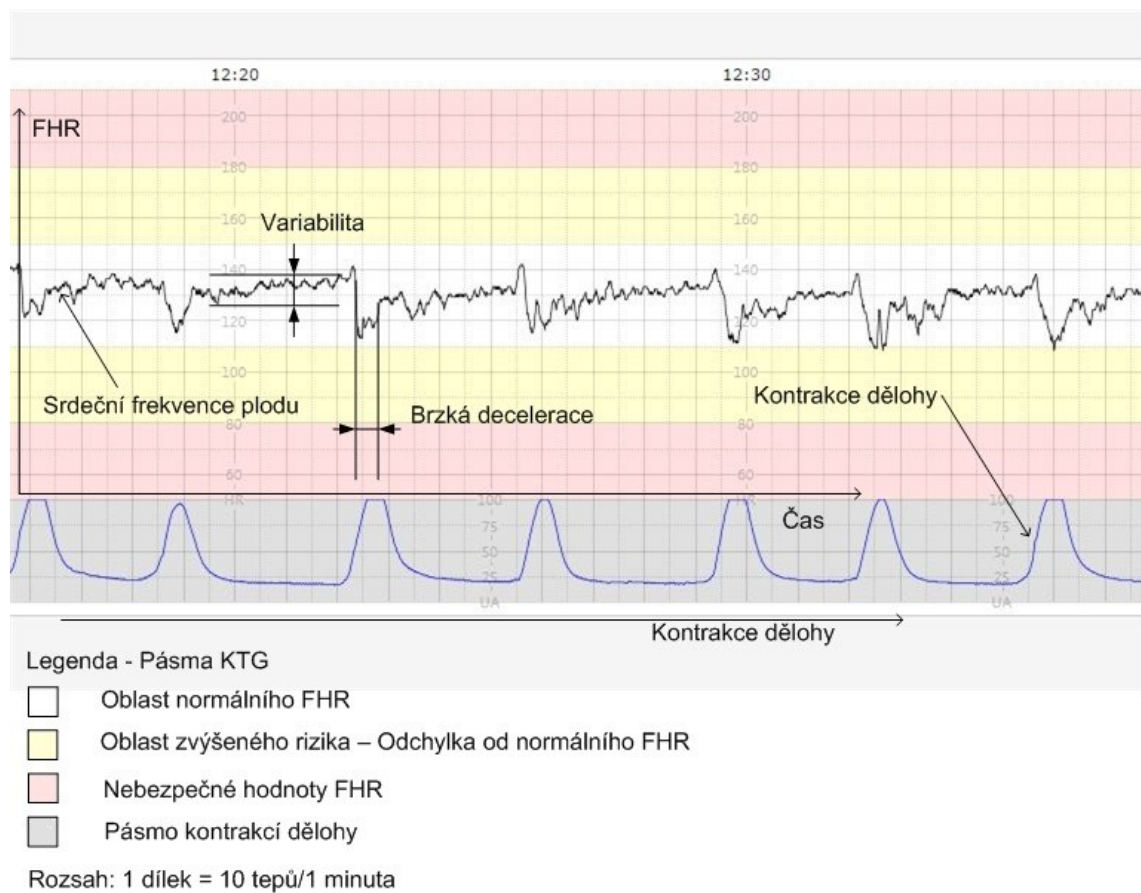


#### Legenda - Pásma KTG

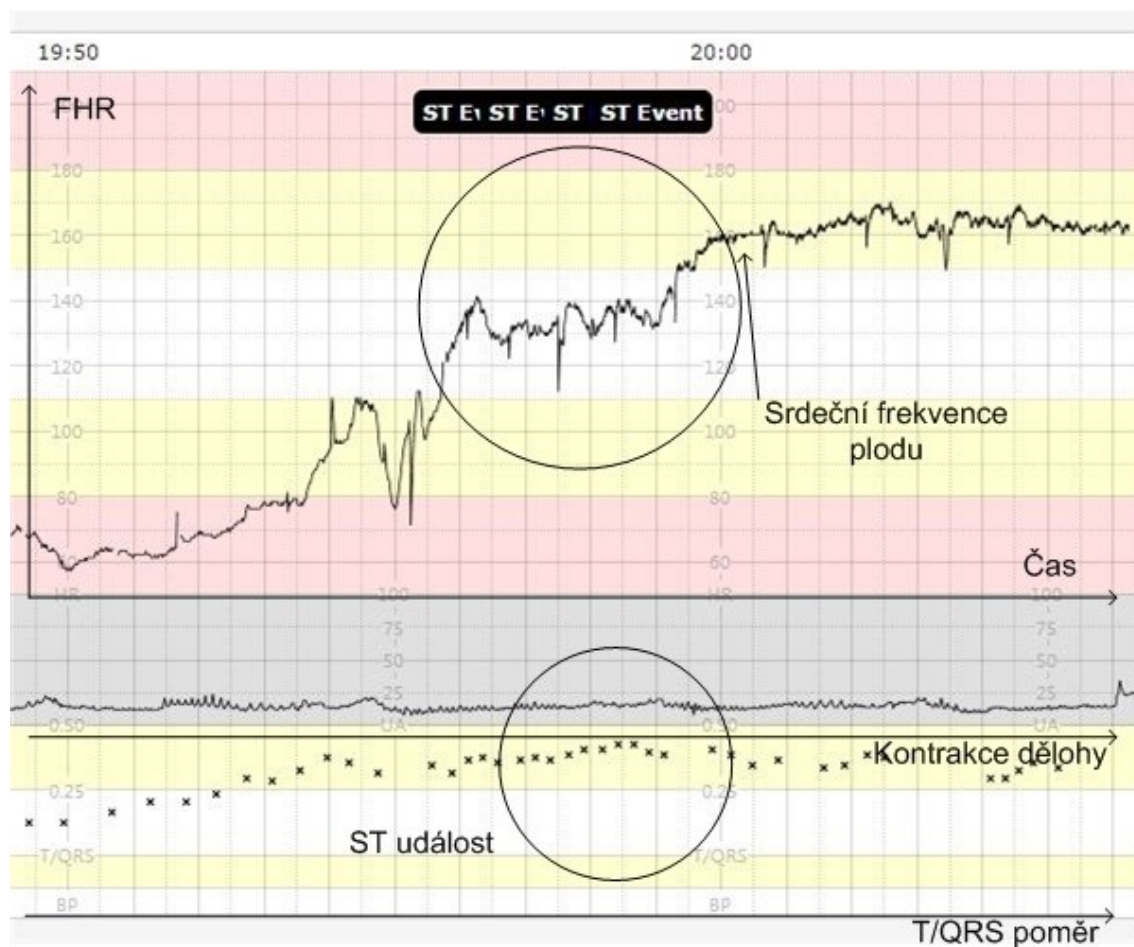
- ☐ Oblast normálního FHR
- ☐ Oblast zvýšeného rizika – Odchylka od normálního FHR
- ☐ Nebezpečné hodnoty FHR
- ☐ Pásmo kontrakcí dělohy
- ☐ Oblast ST události

Rozsah: 1 dílek = 10 tepů/1 minuta

**Obrázek 82:** Analýza reálných záznamů KTG + STAN.



**Obrázek 83:** Analýza reálných záznamů KTG.



#### Legenda - Pásma KTG

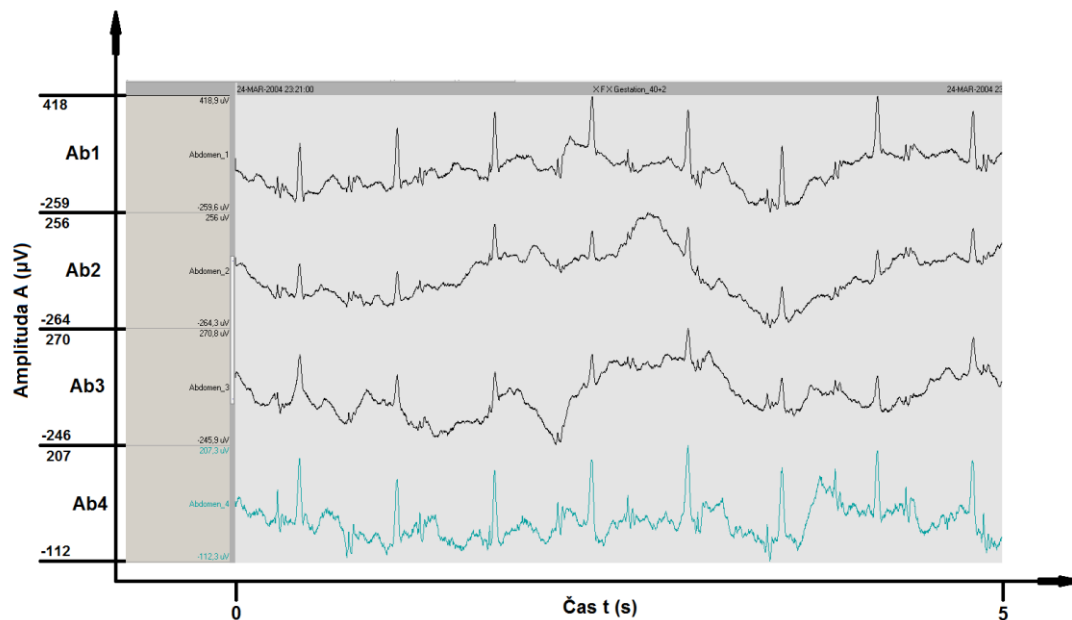
- ☐ Oblast normálního FHR
- ☐ Oblast zvýšeného rizika – Odchylka od normálního FHR
- ☐ Nebezpečné hodnoty FHR
- ☐ Pásmo kontrakcí dělohy
- ☐ Oblast ST události

Rozsah: 1 dílek = 10 tepů/1 minuta

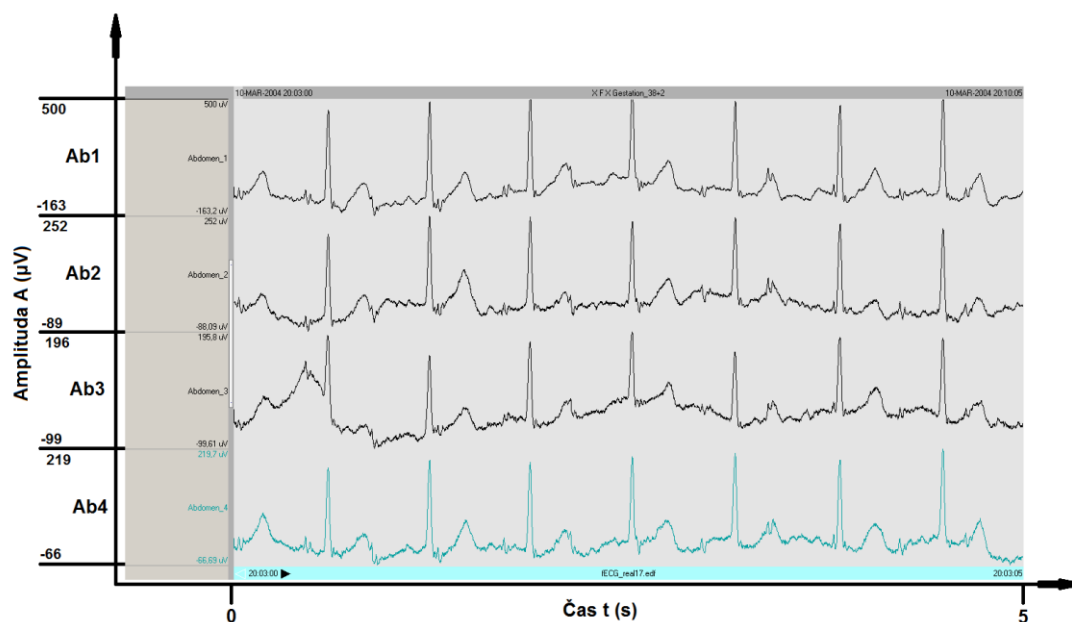
**Obrázek 84:** Analýza reálných záznamů KTG + STAN.



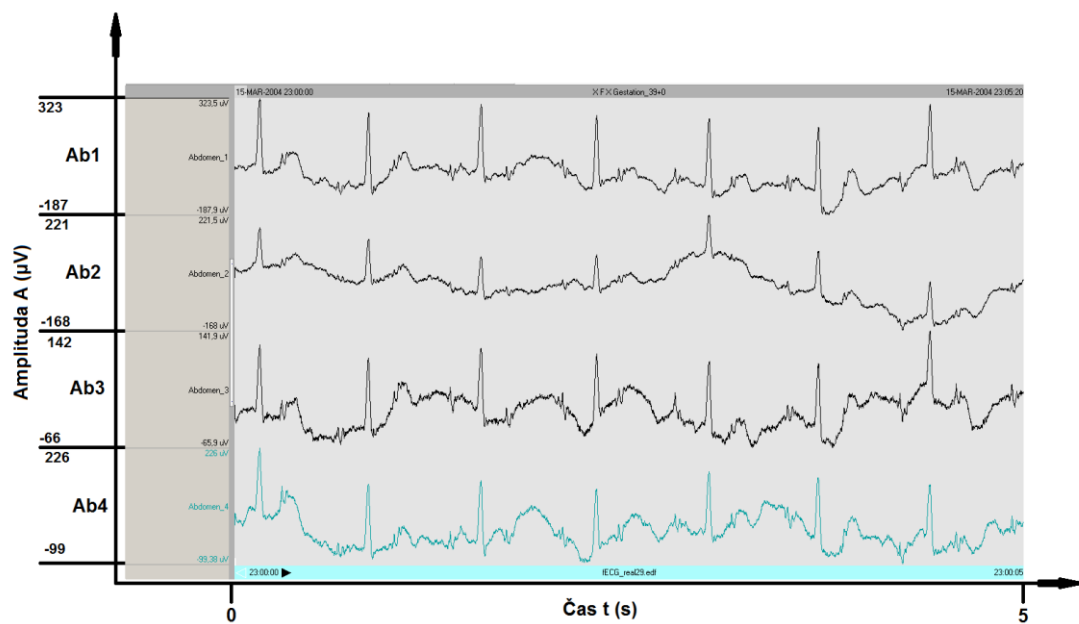
## Příloha B: Analýza reálných záznamů transabdominální metody



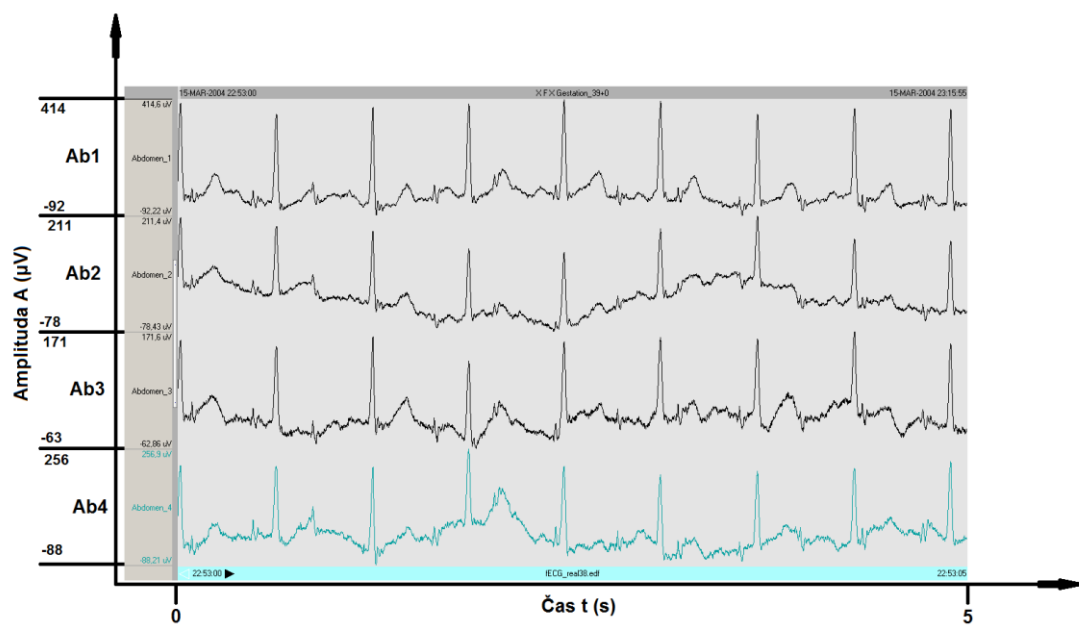
Obrázek 85: Analýza reálných transabdominálních záznamů v programu Polyman EDF.



Obrázek 86: Analýza reálných transabdominálních záznamů v programu Polyman EDF.



Obrázek 87: Analýza reálných transabdominálních záznamů v programu Polyman EDF.



Obrázek 88: Analýza reálných transabdominálních záznamů v programu Polyman EDF.

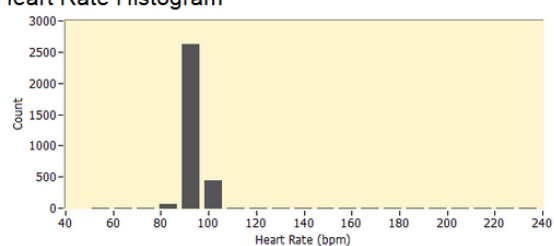
## ECG Feature Extractor Report

File Name: C:\Users\Administrator\Desktop\DILOMOVÁ PRÁCE\reálná data\vybrané fECG\_real09.edf  
Channel Name: Abdomen\_2  
Report Time: 22.4.2015 13:40:13  
User Name: Administrator

### General

Start time	00:00:00,0
End time	00:33:45,0
Preprocessing	Filtering (10~25Hz)
QR interval	Middle
RS interval	Middle
PR interval	Middle
QT interval	Middle

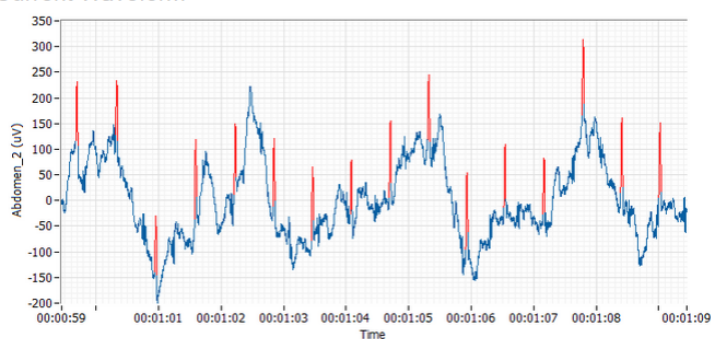
### Heart Rate Histogram



### Statistics

Total number of beats	3151
Heart rate mean	94 bpm
Heart rate std.	5,2 bpm
QRS width mean	34 ms
QRS width std.	1,7 ms
QRS amplitude mean	1,4E+2 uV
QRS amplitude std.	21 uV
PR interval mean	NaN ms
PR interval std.	-0 ms
QT interval mean	NaN ms
QT interval std.	-0 ms
Iso level mean	NaN uV
Iso level std.	-0 uV
ST level mean	NaN uV
ST level std.	-0 uV

### Current Waveform



**Obrázek 89:** Ukázka výstupní zprávy pro analýzu transabdominálního fEKG v programu ECG feature extractor.



**Tabulka 7:** Průměrné hodnoty amplitud QRS komplexu reálných záznamů.

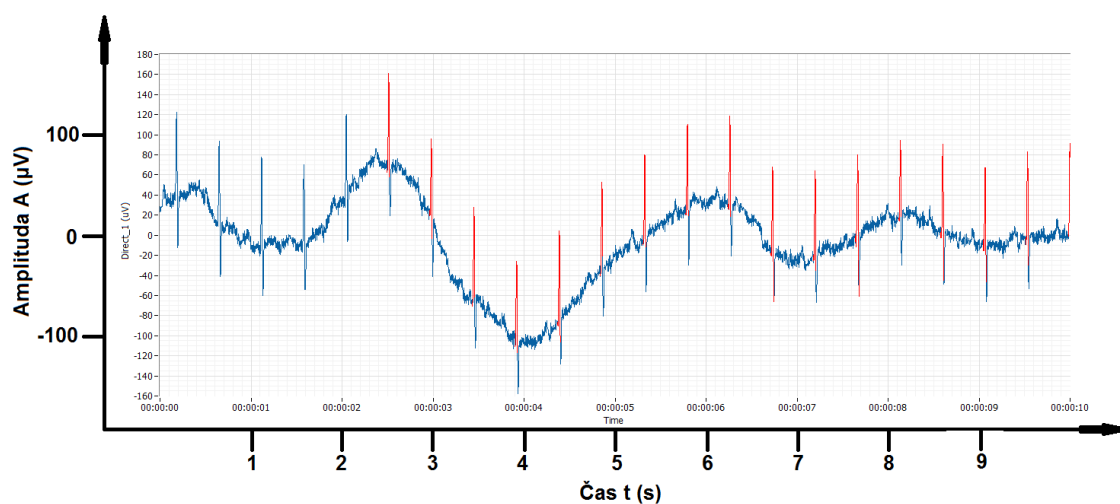
Reálný záznam: Transabdominální záznamy											
	fECG_ real09	fECG_ real17	fECG_ real29	fECG_ real38	fECG_ real42	fECG_ real43	fECG_ real44	fECG_ real45	fECG_ real46	fECG_ real47	Prů měr
Abdo 1 (uV)	310	480	230	350	420	450	240	410	410	310	361
Abdo 2 (uV)	140	210	97	160	240	220	200	180	230	130	181
Abdo 3 (uV)	130	170	100	140	200	210	340	180	340	230	204
Abdo 4 (uV)	190	180	150	210	170	280	180	240	220	100	192

Poznámka: Všechny zdroje analýzy reálných záznamů jsou obsaženy v elektronické příloze a v příloženém DVD.

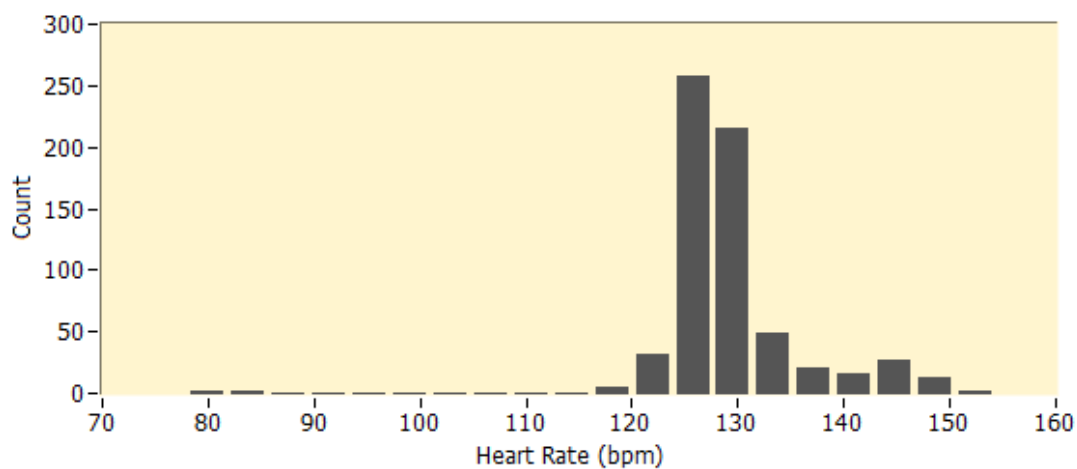
## Příloha C: Analýza reálných záznamů transvaginální metody

**Tabulka 8:** Průměrné hodnoty amplitud QRS komplexu reálných záznamů.

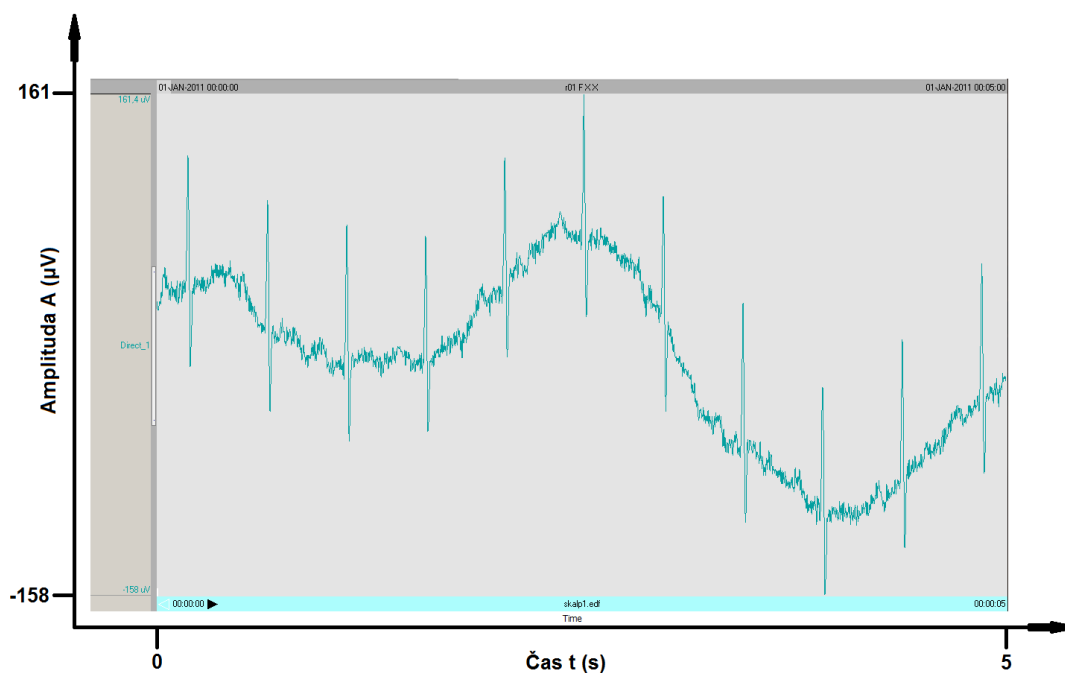
Reálný záznam: Transvaginální záznamy						
	Skalp1	Skalp2	Skalp3	Skalp4	Skalp5	Průměr
Direct (uV)	110	130	160	80	79	112



**Obrázek 90:** Ukázka analýzy transvaginálního signálu v programu ECG feature extractor.



**Obrázek 91:** Ukázka analýzy transvaginálního signálu v programu ECG feature extractor.



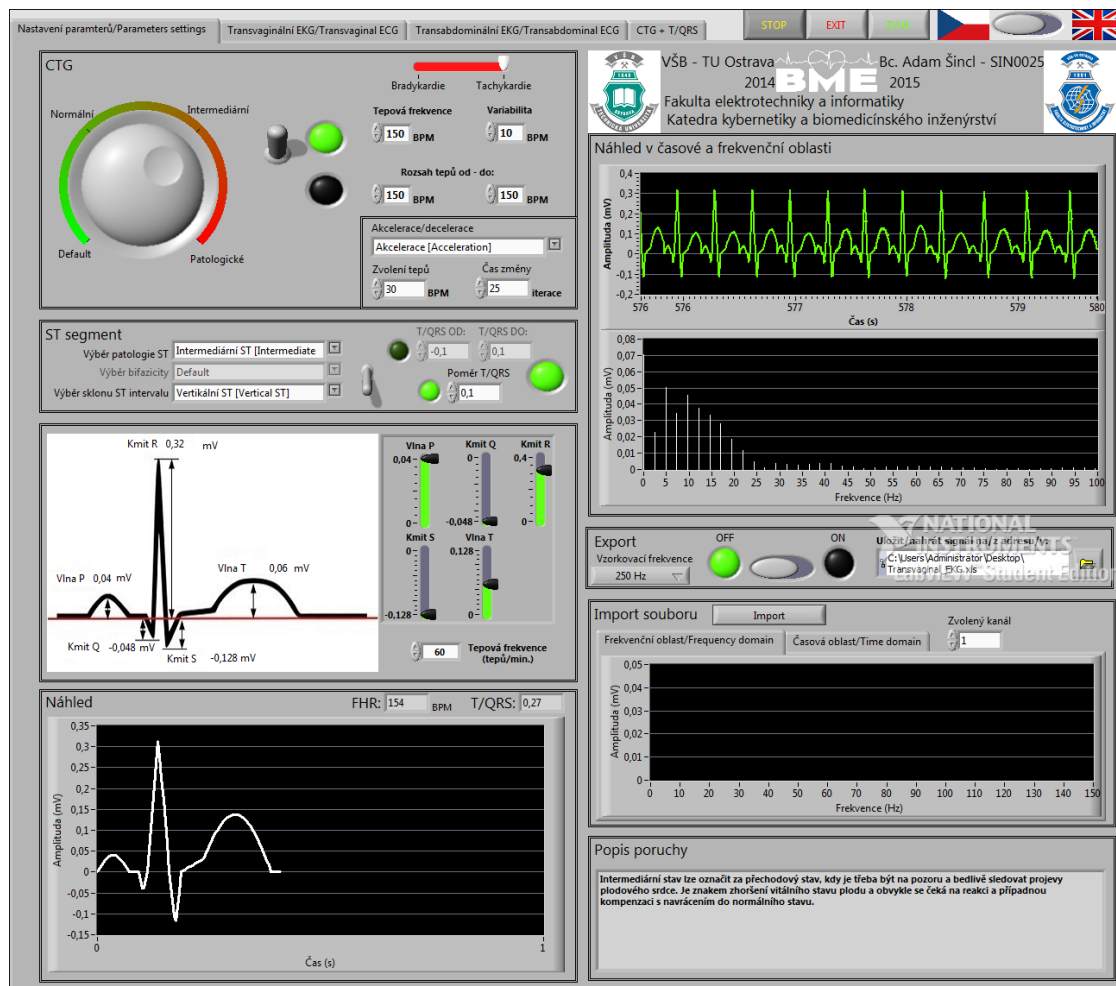
**Obrázek 92:** Ukázka analýzy transvaginálního signálu v programu Polyman EDF.

Poznámka: Všechny zdroje analýzy reálných záznamů jsou obsaženy v elektronické příloze a v příloženém DVD.

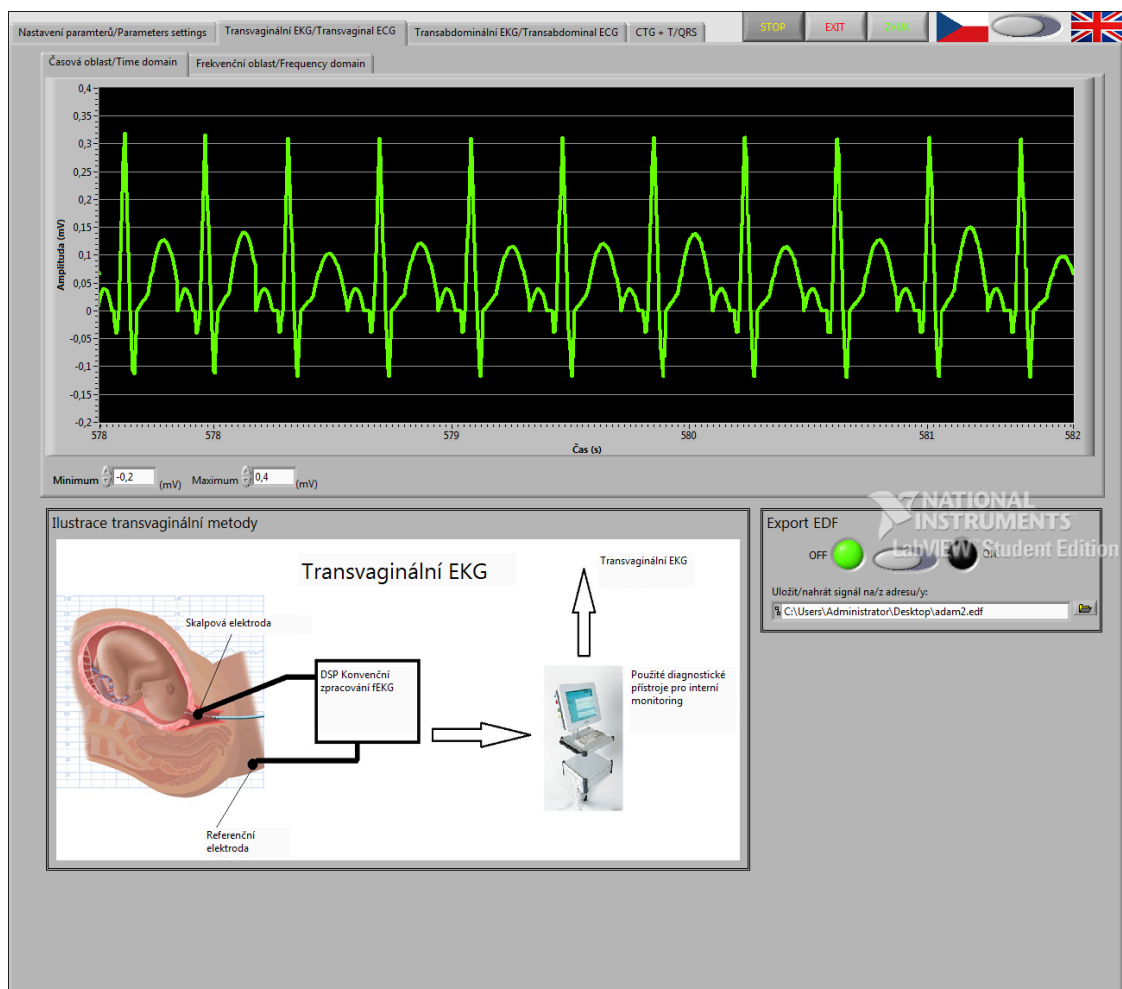
## **Příloha D:** Schéma blokového diagramu

Vzhledem ke své velikosti je kompletní schéma blokového diagramu umístěno v elektronické příloze spolu s diplomovou prací. Je dostupné z DVD, které obsahuje všechny náležitosti spojené s prací.

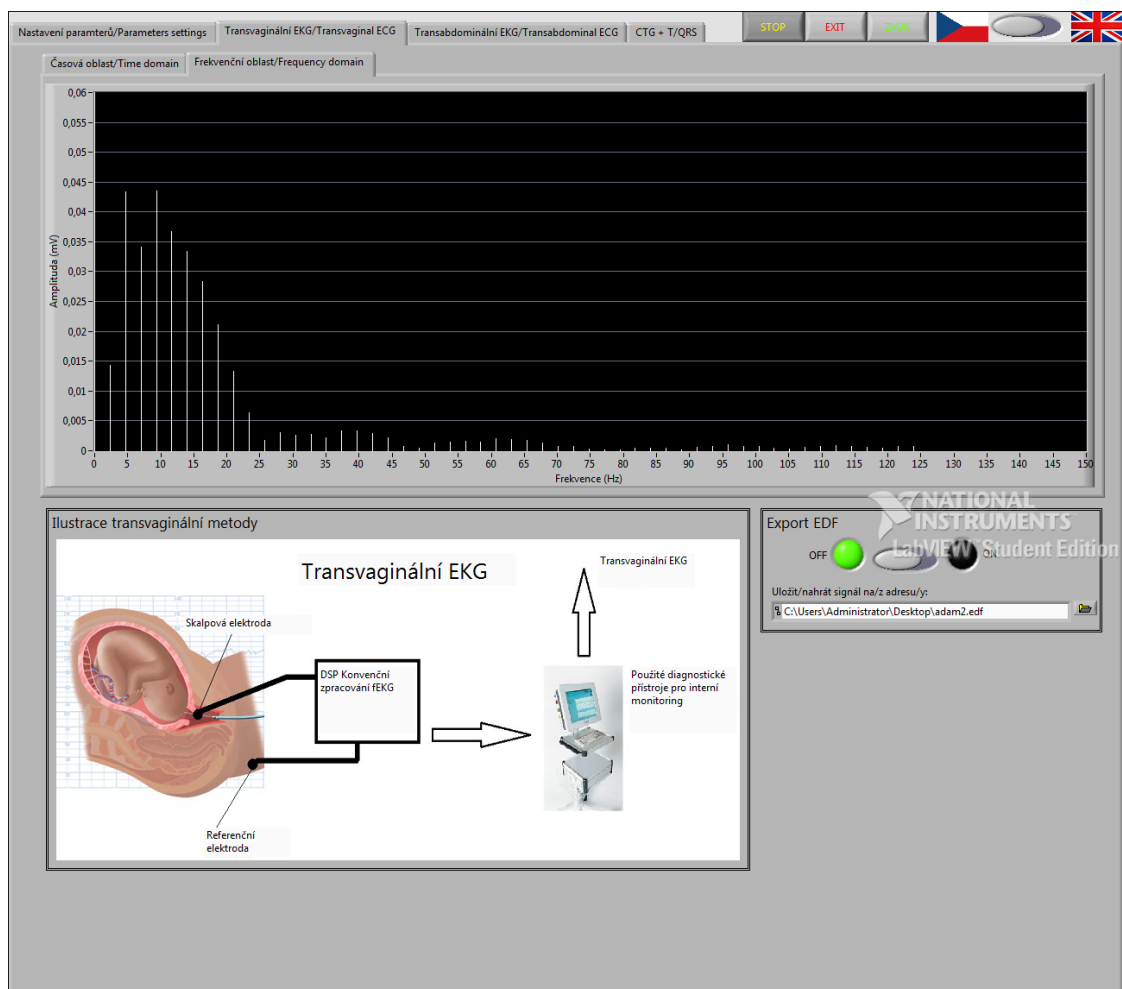
## Příloha E: Čelní panely v češtině



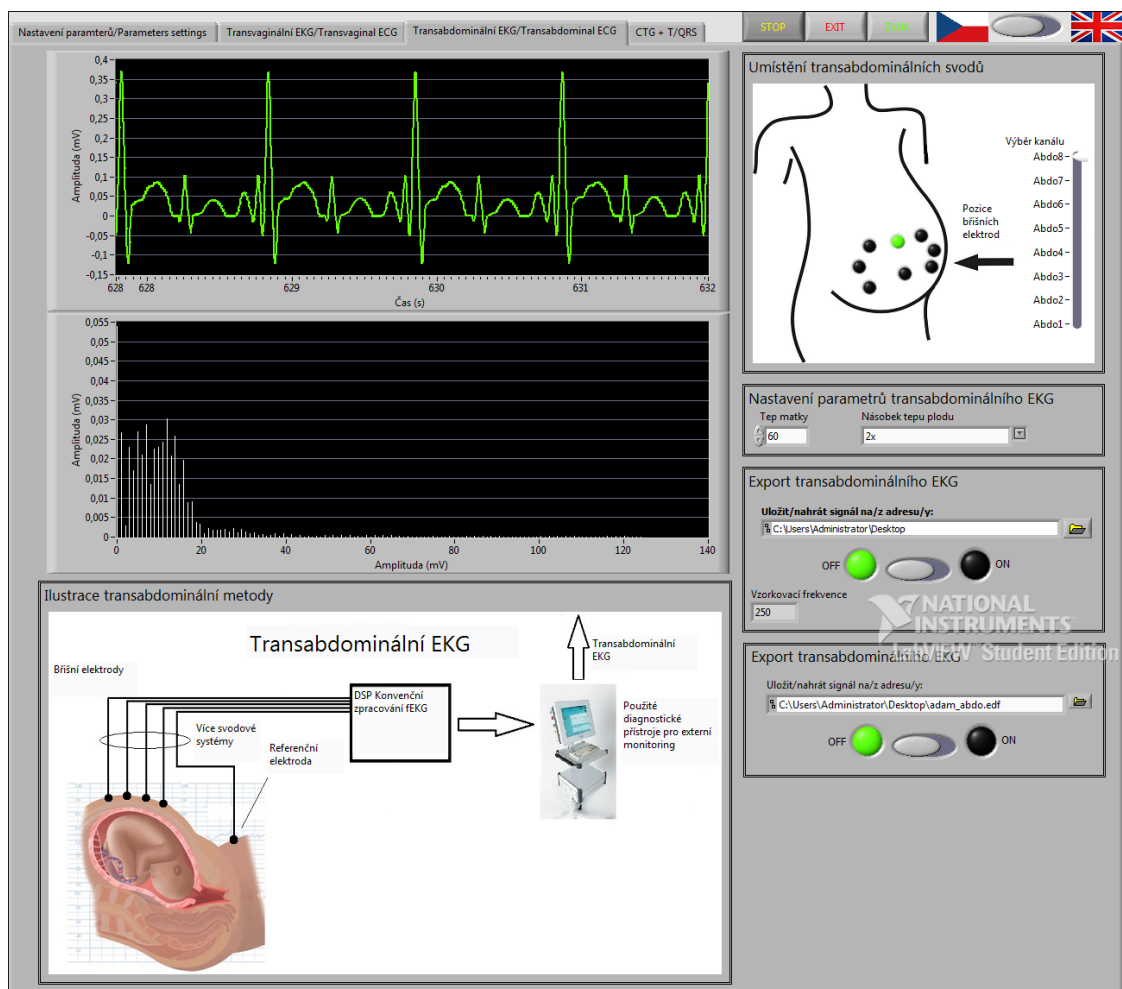
Obrázek 93: Čelní panel – Nastavení parametrů.



**Obrázek 94:** Čelní panel – Transvaginální monitorování, časový průběh.

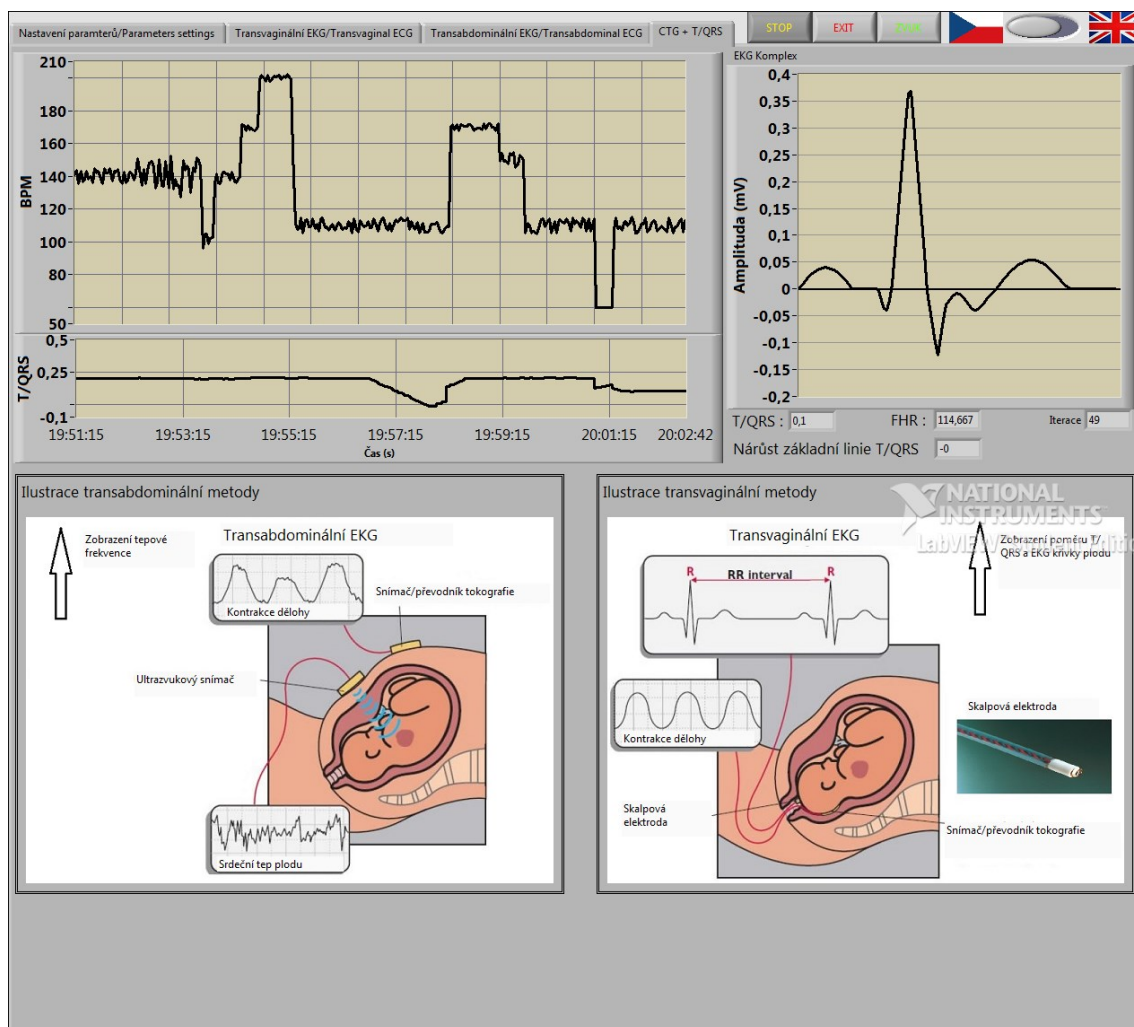


**Obrázek 95:** Čelní panel – transvaginální monitorování, frekvenční průběh.



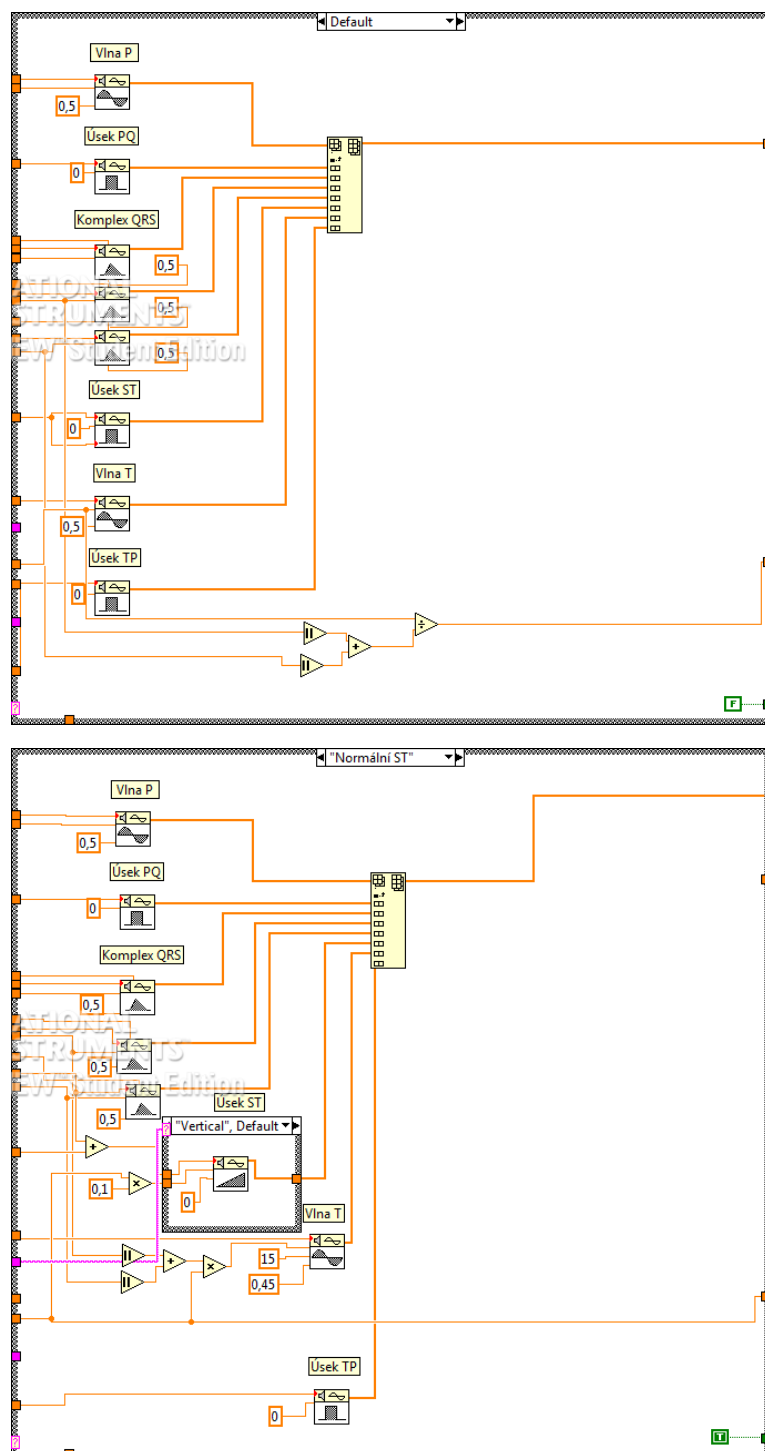
**Obrázek 96:** Čelní panel - transabdominální monitorování.





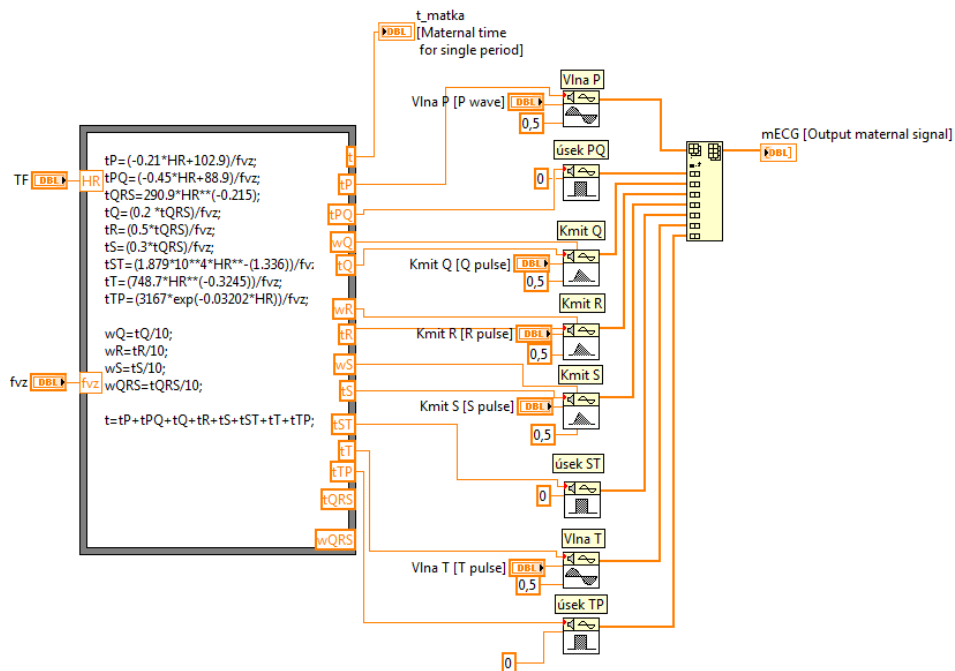
**Obrázek 97:** Čelní panel – KTG + STAN.

## Příloha F: Blokové diagramy sub vi:

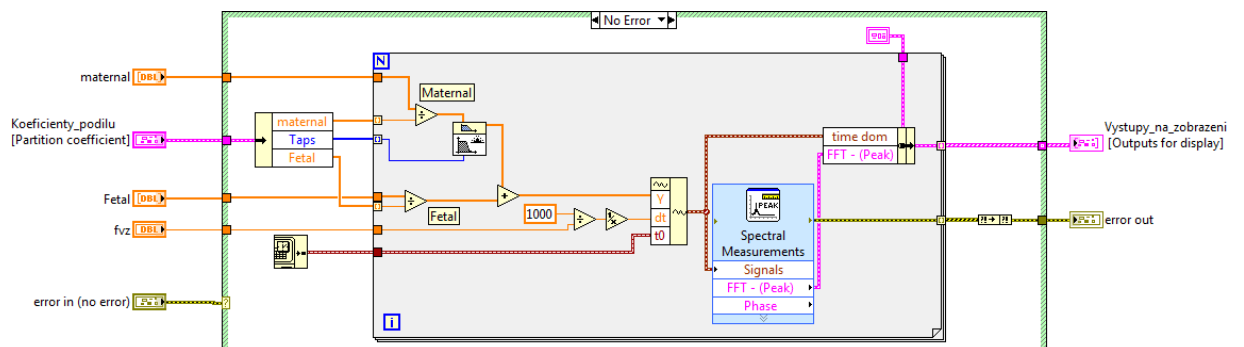


Obrázek 98: Blokový diagram struktury Case: poruchy – default, normální.

Vzhledem ke své velikosti je kompletní schéma bloku FECG umístěno v elektronické příloze spolu s diplomovou prací. Je dostupné z DVD, které obsahuje všechny náležitosti spojené s prací.



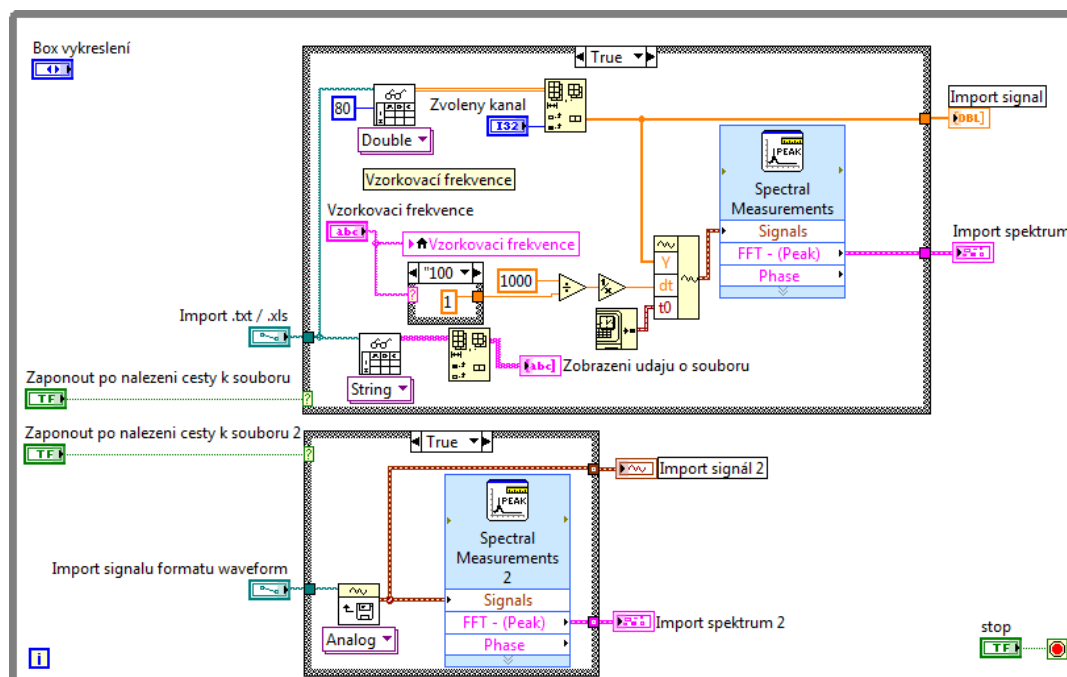
Obrázek 99: Blokový diagram sub vi: mECG.



Obrázek 100: Blokový diagram sub vi: fECG+mECG.

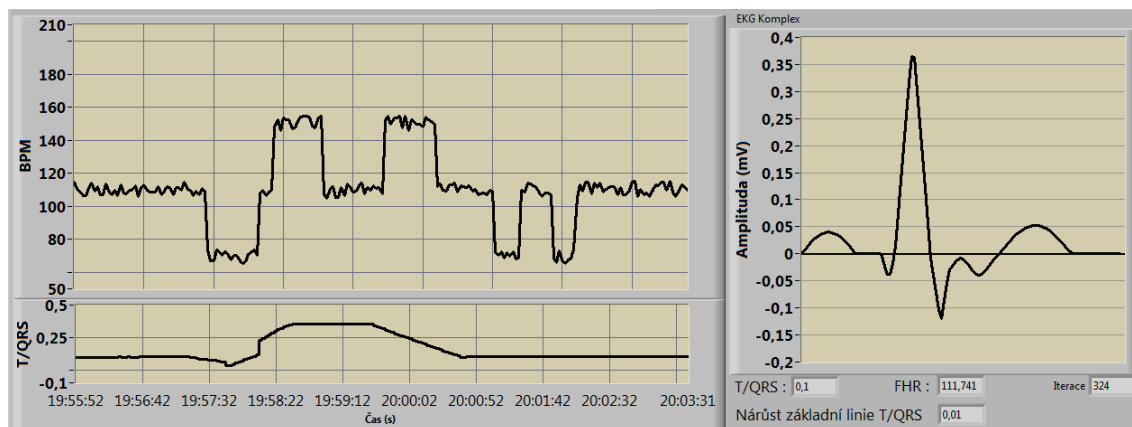


Obrázek 101: Čelní panel podpůrného programu pro import souborů.

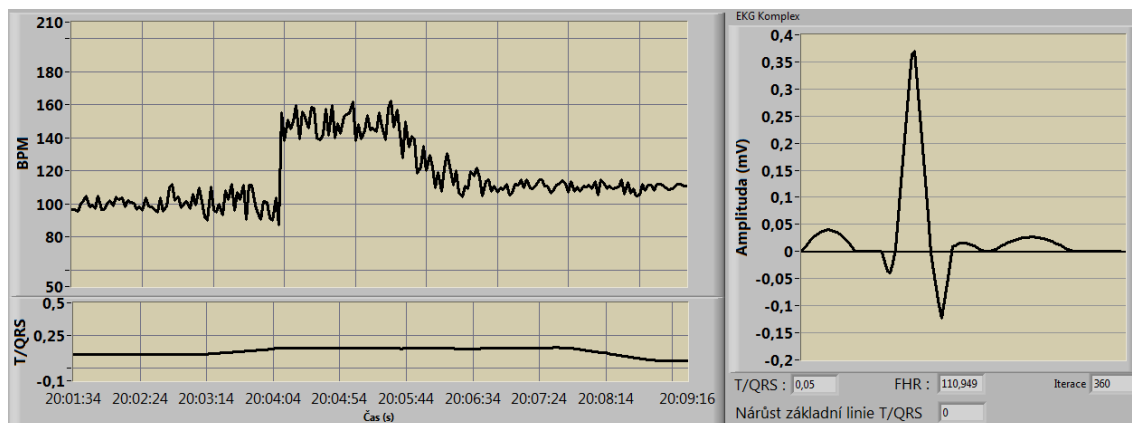


Obrázek 102: Blokové schéma podpůrného programu pro import souborů.

## Příloha G: Výsledky simulace KTG + STAN

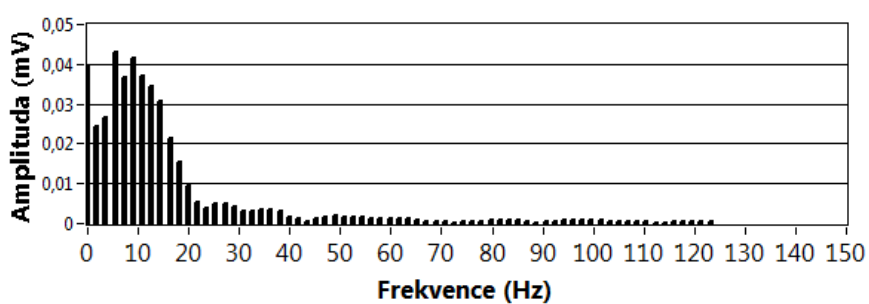
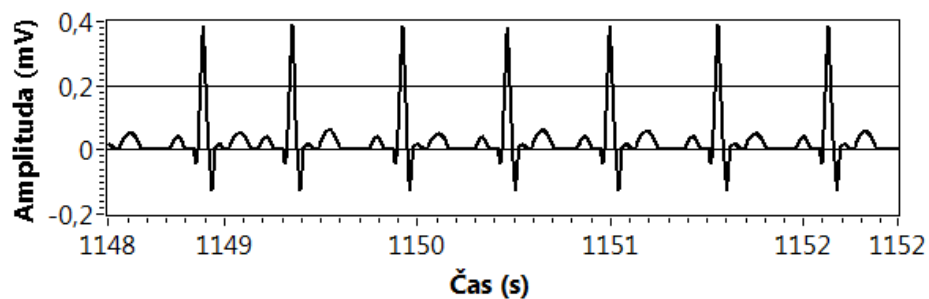


**Obrázek 103:** KTG+STAN: FHR:111BPM, bifázicita 3. stupně, T/QRS:0,1, nárůst:0,20. Epizodní akcelerace i decelerace.

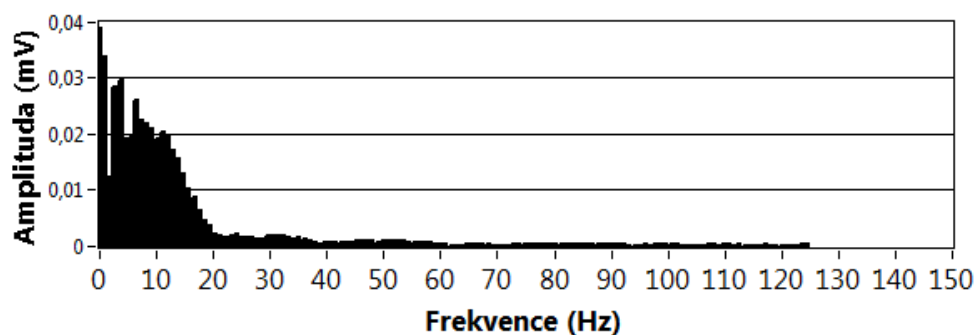
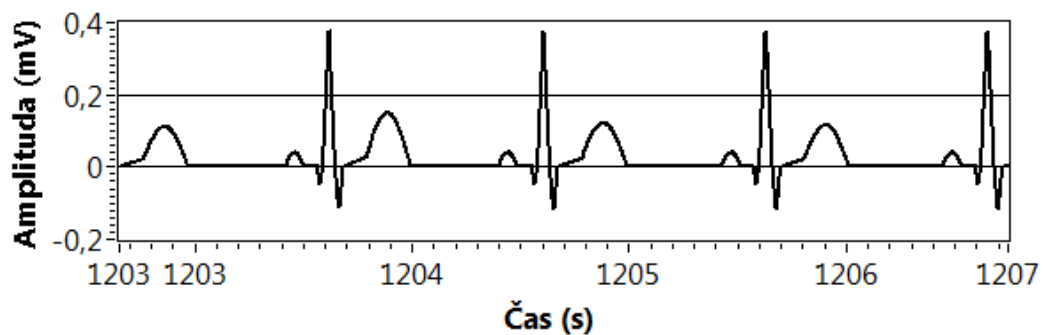


**Obrázek 104:** KTG+STAN: FHR:100BPM, bifázicita 1. stupně, T/QRS:0,1. Epizodní decelerace.

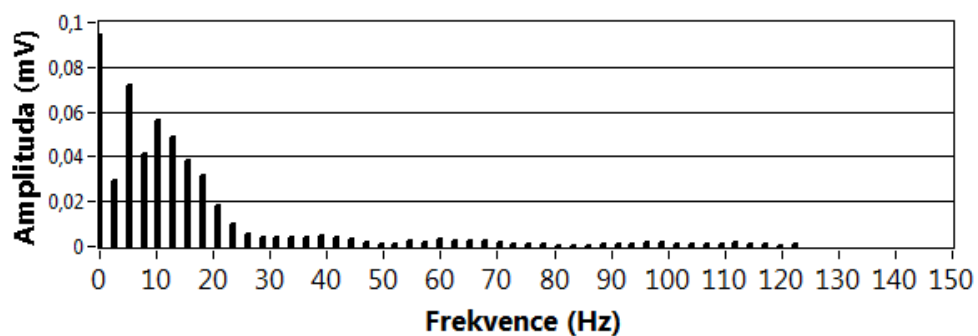
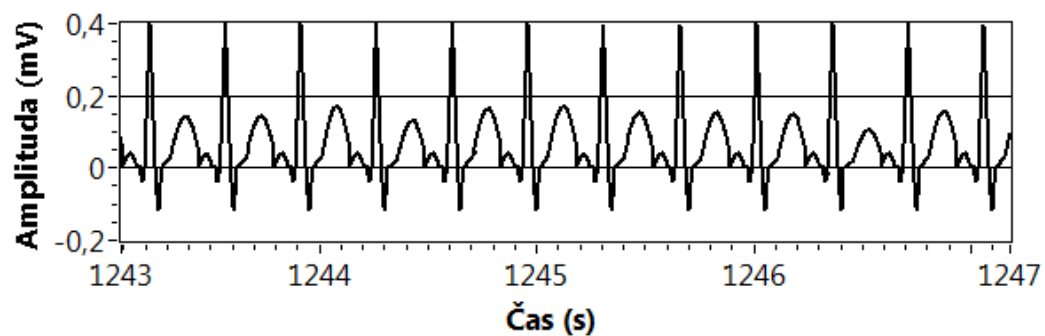
## Příloha H: Výsledky transvaginálního fEKG



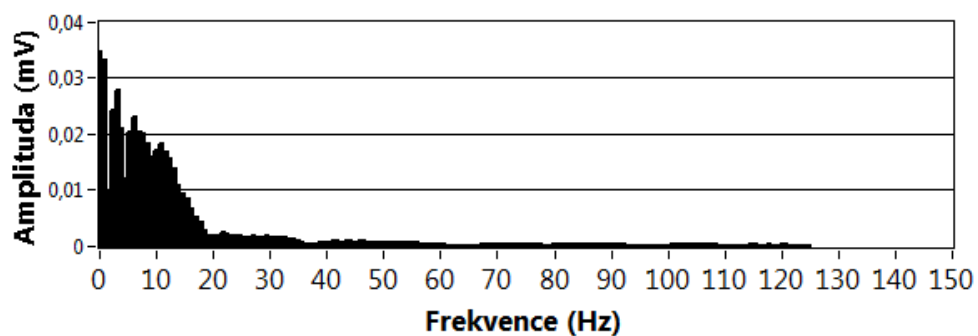
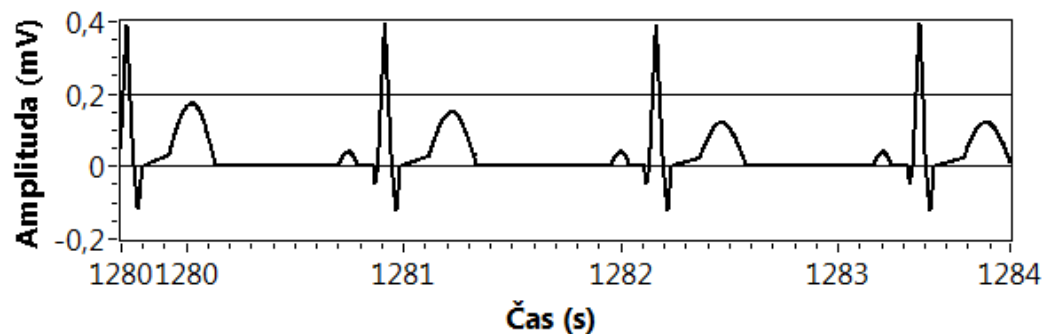
**Obrázek 105:** Transvaginální fEKG + spektrum: FHR:100BPM, Variabilita:10BPM, T/QRS:0,1.



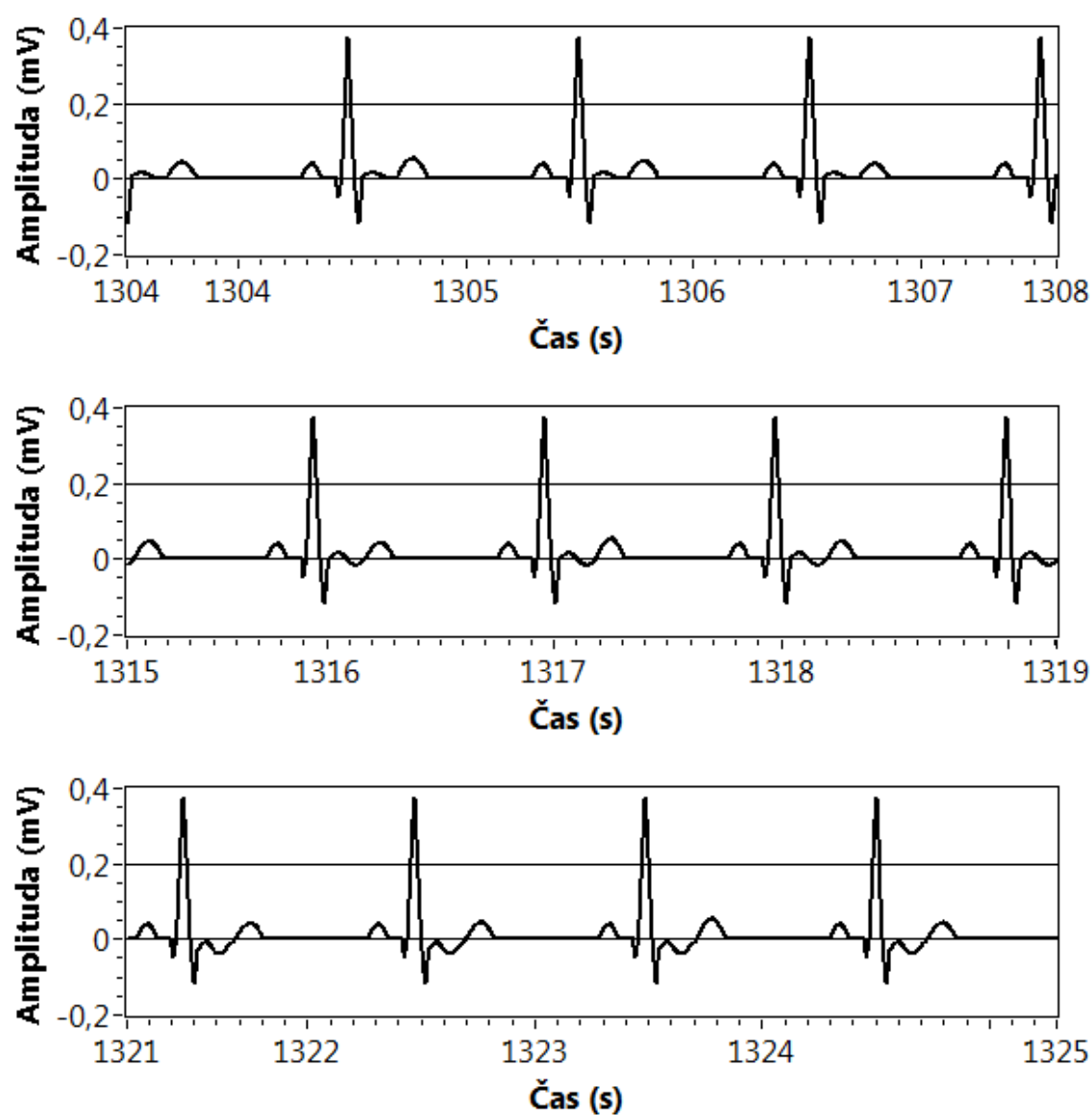
**Obrázek 106:** Transvaginální fEKG + spektrum: FHR:60BPM, Variabilita: 5 BPM, T/QRS:0,1  
Nárůst T/QRS: 0,19.



**Obrázek 107:** Transvaginální fEKG + spektrum: FHR:170BPM, Variabilita: 5 BPM, T/QRS:0,09.



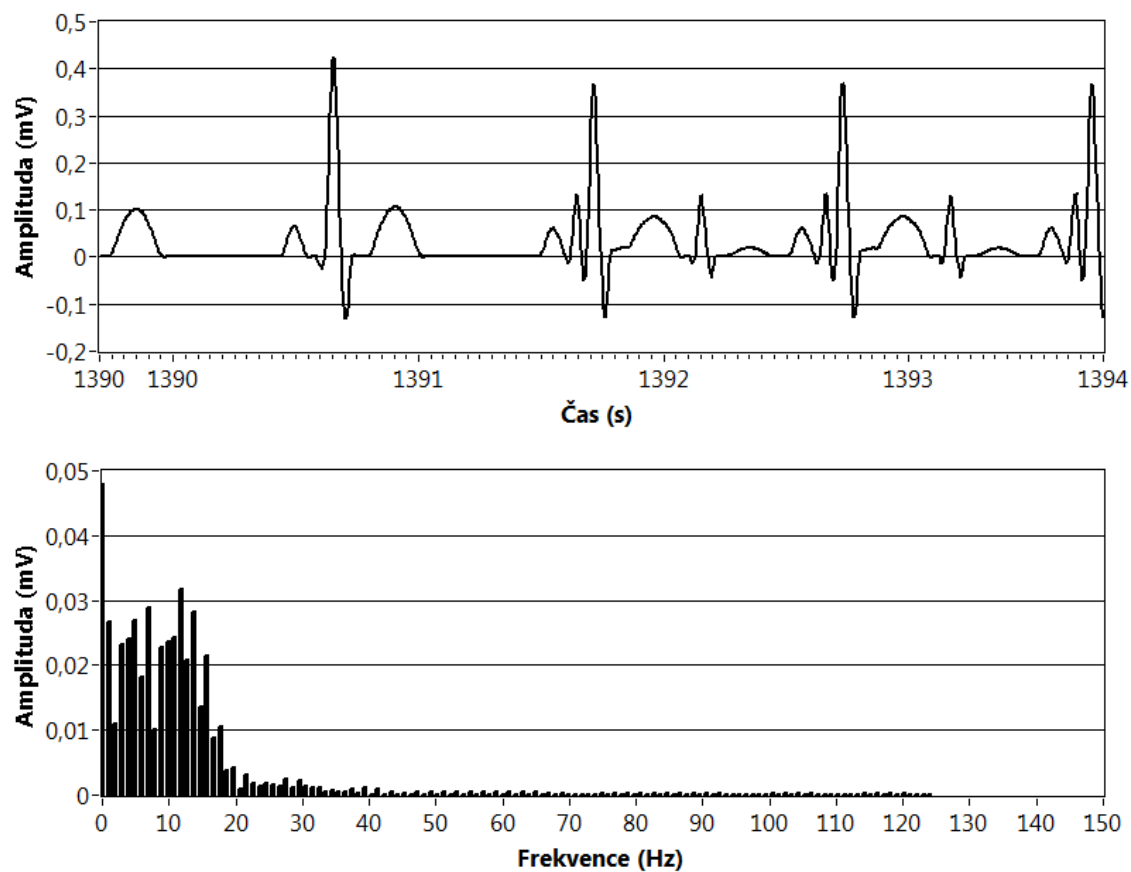
**Obrázek 108:** Transvaginální fEKG + spektrum: FHR:50BPM, Variabilita: 5 BPM, T/QRS:0,1.



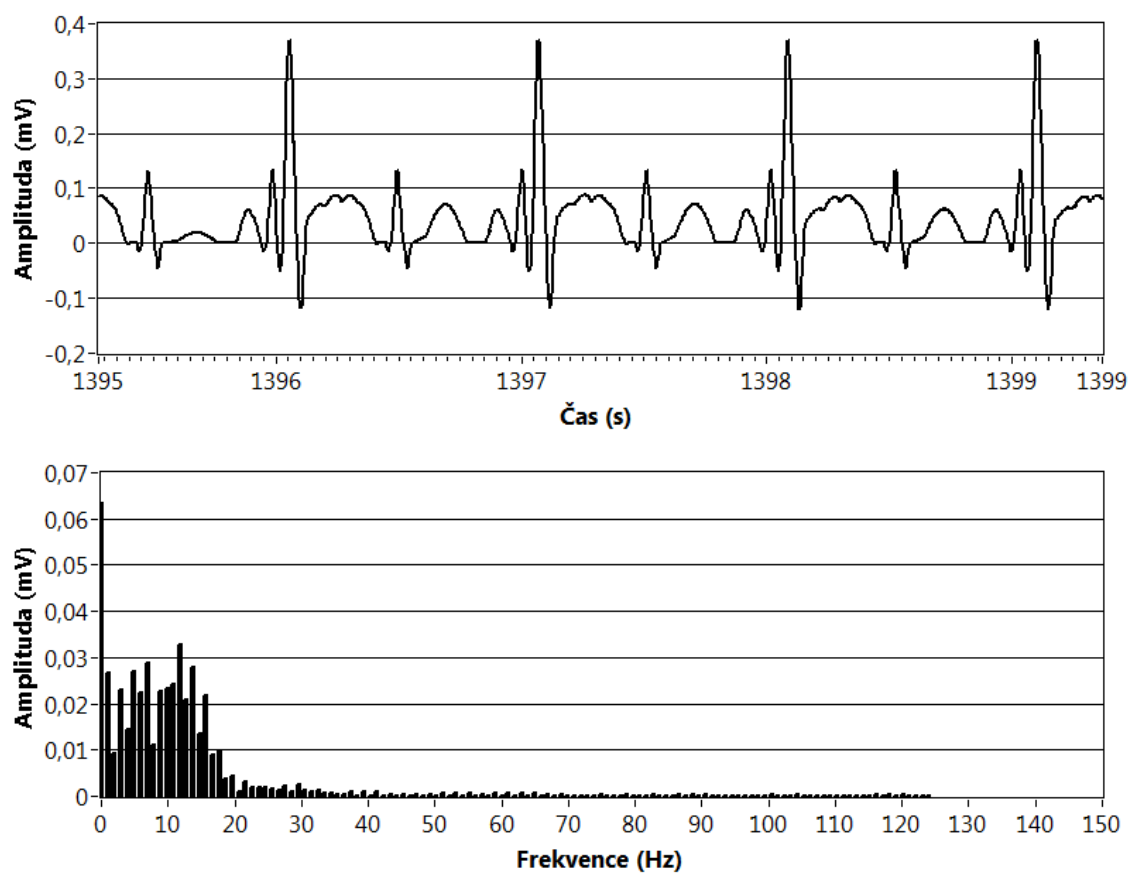
**Obrázek 109:** Transvaginální fEKG – bifázicita BP1 – BP3.



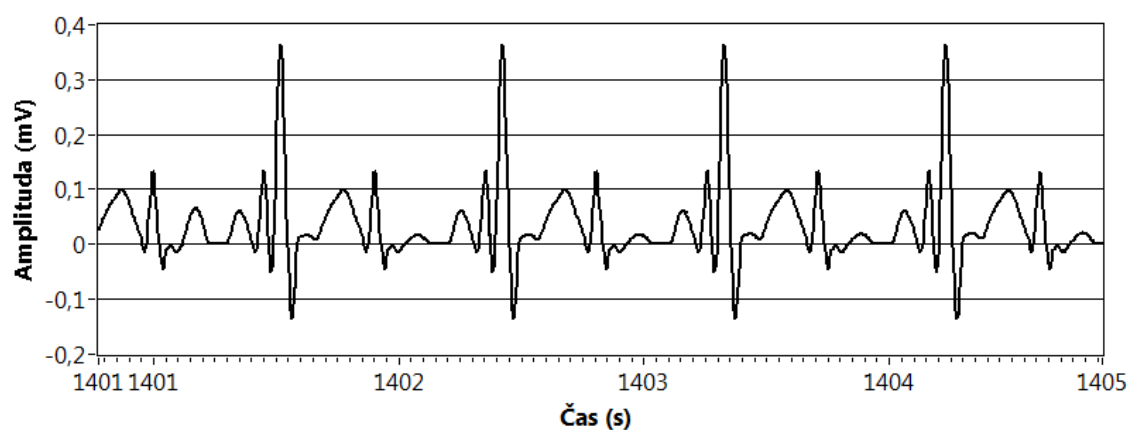
## Příloha I: Výsledky transabdominálního fEKG



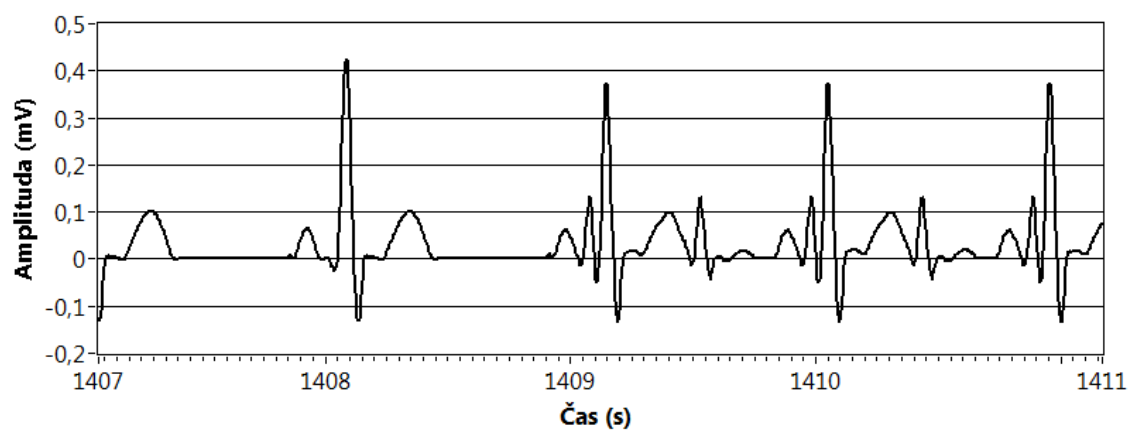
**Obrázek 110:** Transabdominální fEKG + spektrum: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1.



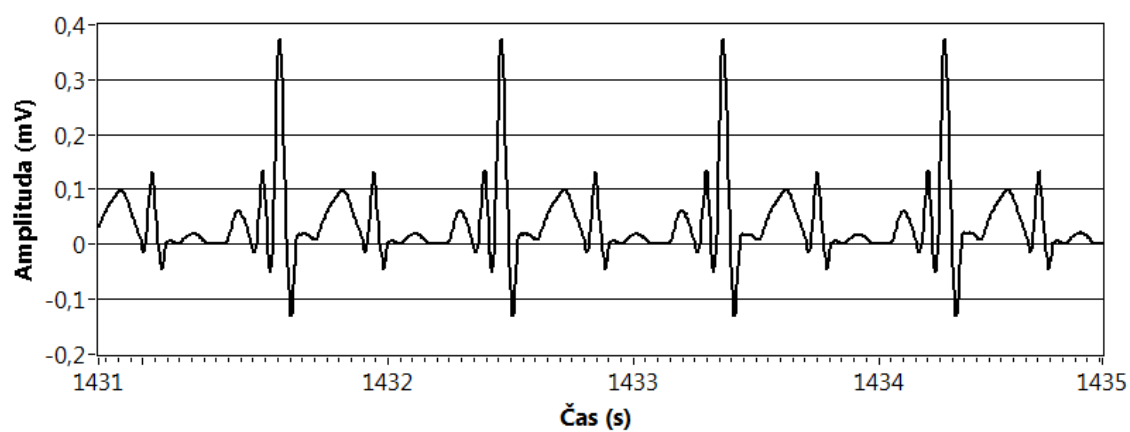
**Obrázek 111:** Transabdominální fEKG + spektrum: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,35.



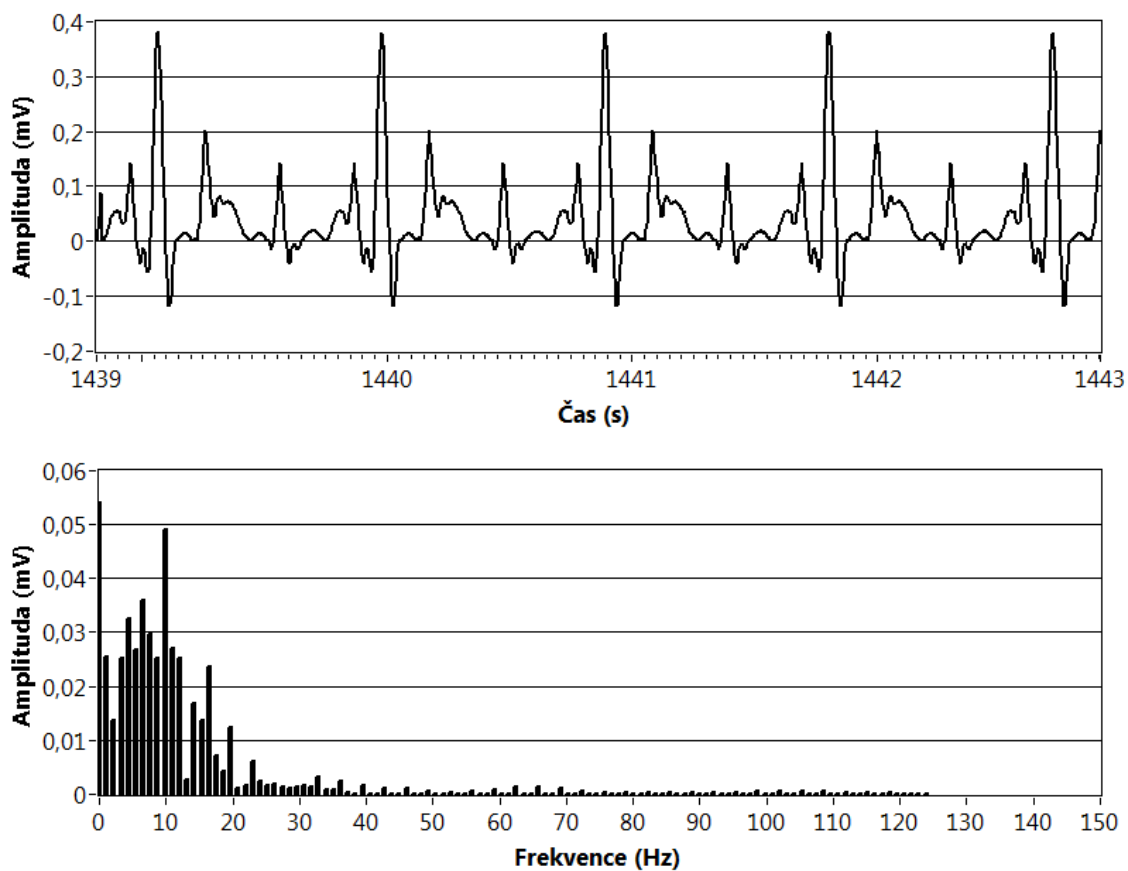
**Obrázek 112:** Transabdominální fEKG: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, Bifázicita 3. stupně, T/QRS:0,1.



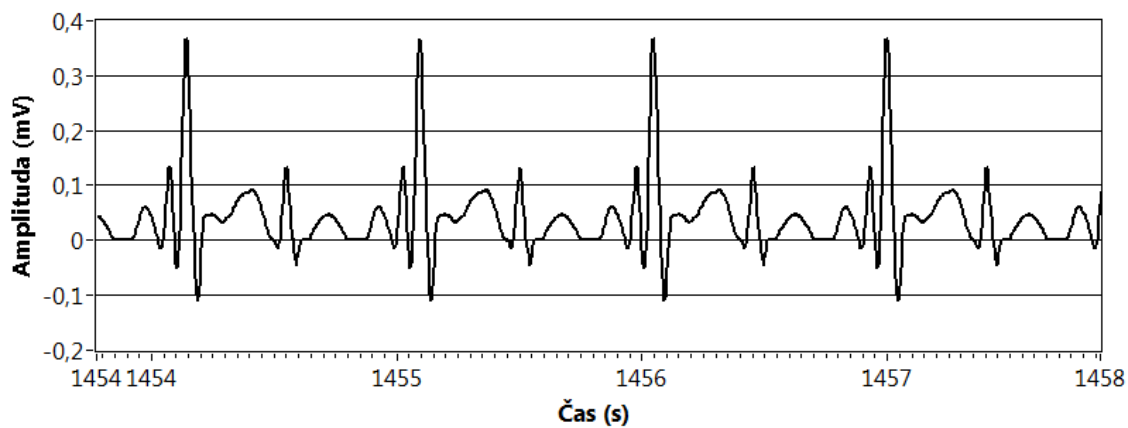
**Obrázek 113:** Transabdominální fEKG: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, Bifázicita 2. stupně, T/QRS:0,1.



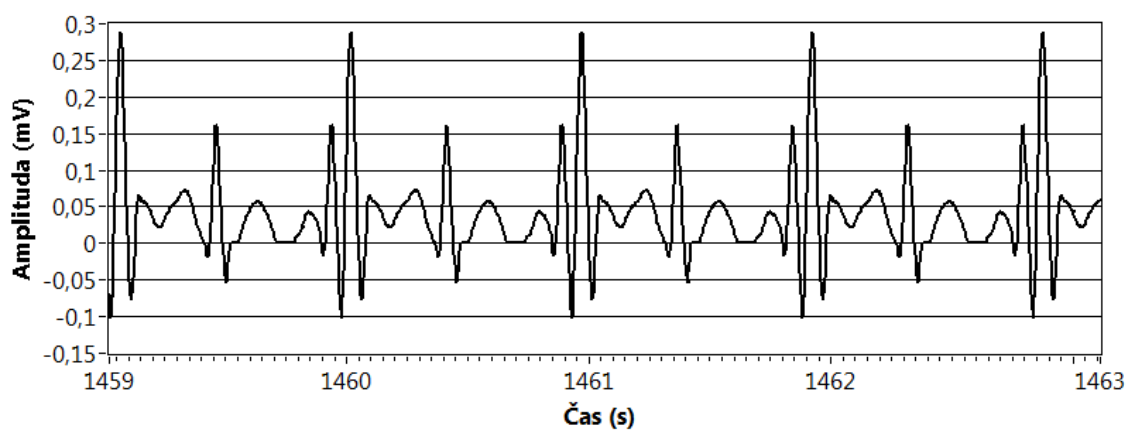
**Obrázek 114:** Transabdominální fEKG: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, Bifázicita 1. stupně, T/QRS:0,1.



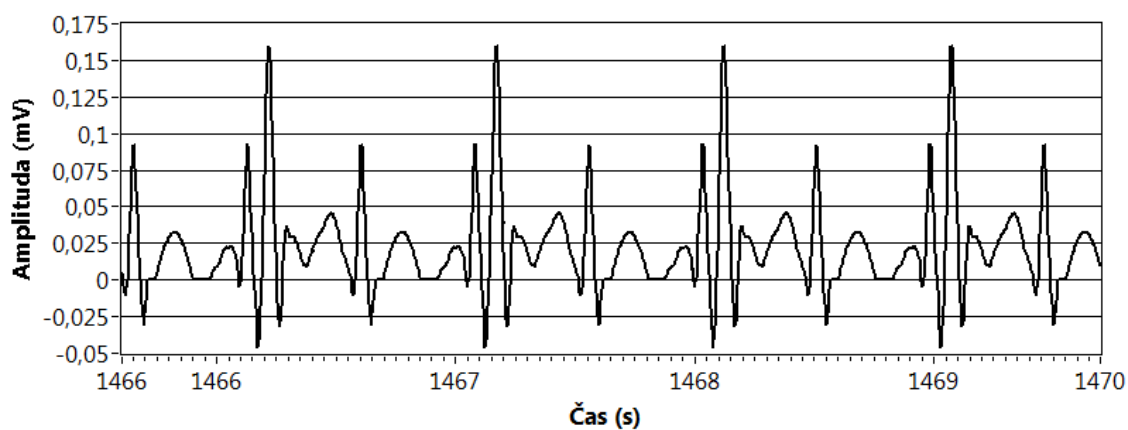
**Obrázek 115:** Transabdominální fEKG + spektrum: mFHR:60BPM, fFHR:180BPM, Bifázicita 3. stupně, T/QRS:0,1.



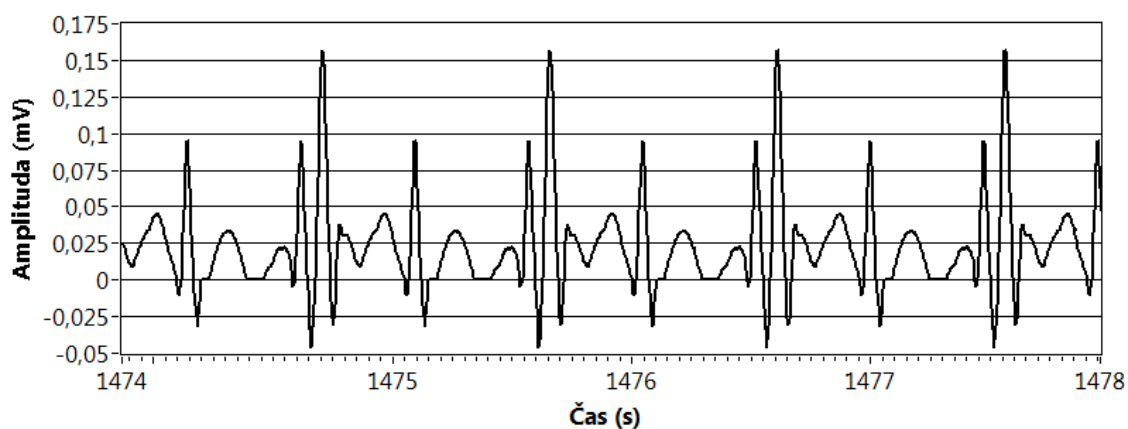
**Obrázek 116:** : Transabdominální fEKG – Svod Abdo1: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1.



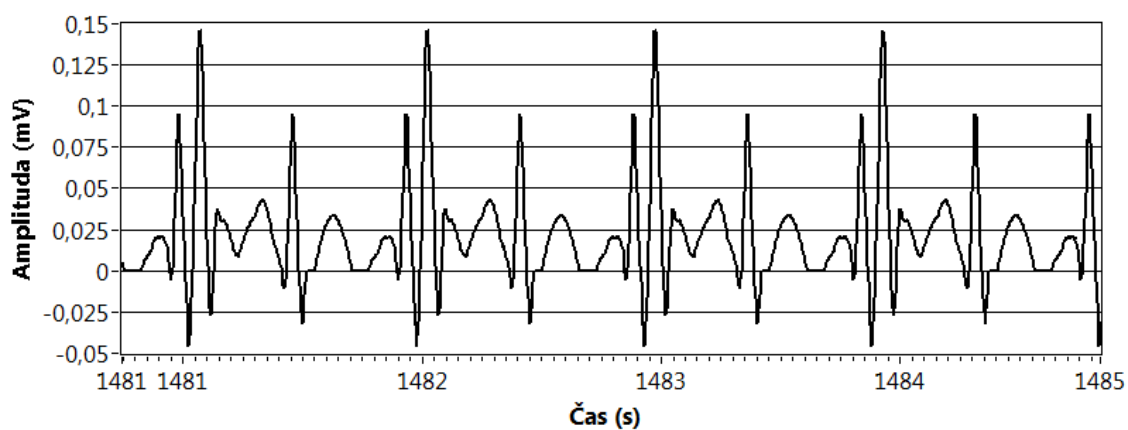
**Obrázek 117:** Transabdominální fEKG – Svod Abdo2: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1.



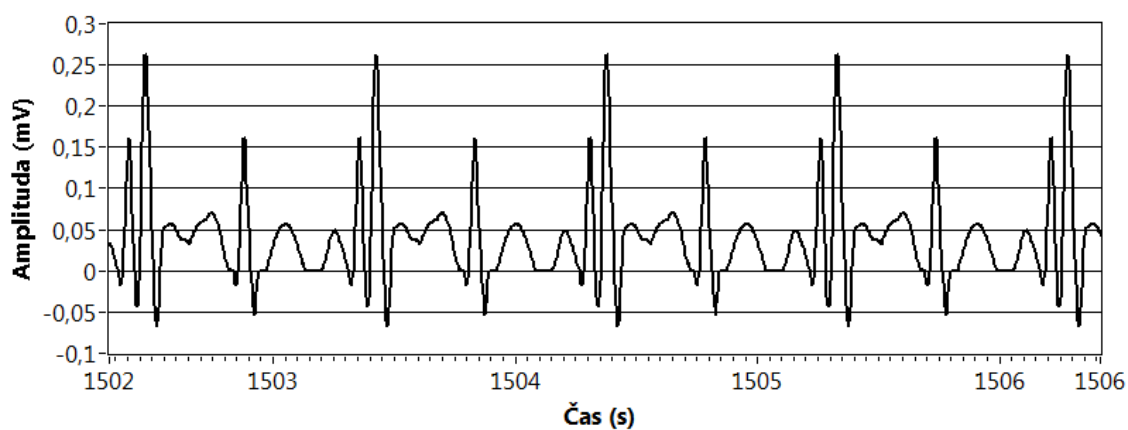
**Obrázek 118:** Transabdominální fEKG – Svod Abdo3: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1.



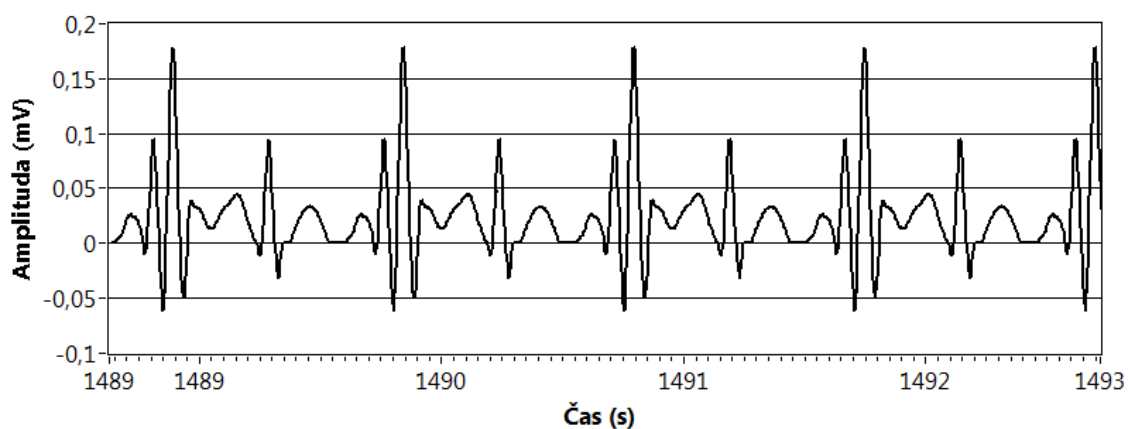
**Obrázek 119:** Transabdominální fEKG – Svod Abdo4: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1.



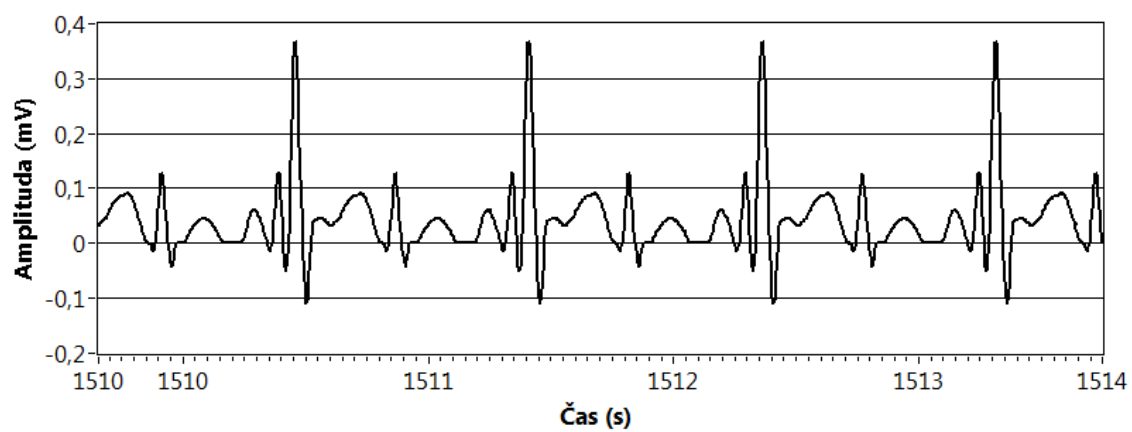
**Obrázek 120:** Transabdominální fEKG – Svod Abdo5: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1.



**Obrázek 121:** Transabdominální fEKG – Svod Abdo6: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1.



**Obrázek 122:** Transabdominální fEKG – Svod Abdo7: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1.



**Obrázek 123:** Transabdominální fEKG – Svod Abdo8: mFHR:60BPM, fFHR:120BPM, T/QRS:0,1.

## **Příloha J: Seznam příloh na DVD.**

- Diplomová práce v PDF.
- Přílohy uvedené v tištěné verzi diplomové práce.
- Simulátor EKG ve vývojovém prostředí LabVIEW.
- Sub-komponenty programu.
- Soubor pro import signálu.
- Spustitelný EXE program simulátoru.
- Výsledky analýz reálných záznamů.